



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**UZMANLIK
TEZİ**

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN CAD-CAM
MATERYALLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE
RENK STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

BURCU AÇAR

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EKİM 2016



**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN CAD-CAM MATERYALLERİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Burcu AÇAR

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

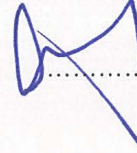
EKİM 2016

Burcu AÇAR tarafından hazırlanan “Farklı Yüzey İşlemlerinin Cad-Cam Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Danışman: Doç. Dr. Ferhan EĞİLMEZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Üye: Yrd. Doç. Dr. Yeliz HAYRAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gaziosmanpaşa Üniversitesi

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



Yedek Üye: Prof. Dr. Gülfem ERGÜN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

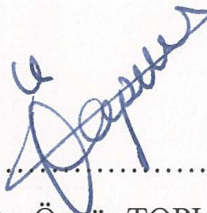
Yedek Üye: Doç. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAĞAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Tez Savunma Tarihi: 10.10.2016

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



Prof. Dr. Özgür TOPUZ

Diş Hekimliği Fakültesi Dekan Vekili

ETİK BEYAN

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

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

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

Burcu AÇAR

10/10/2016



Canım Babama,

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN CAD-CAM MATERYALLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Burcu AÇAR

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ekim 2016

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey işlemlerinin 3 farklı estetik CAD-CAM materyalinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkisinin değerlendirilmesidir. **Gereç-Yöntem:** Çalışmada nano hibrit ve polimer infiltre seramik ağ yapılı CAD-CAM bloklardan 70'er adet örnek hazırlanmıştır (n=210). Örnekler uygulanan polisaj işlemlerine göre 5 alt gruba ayrılmıştır (n=14/grup). Grup 1: Alüminyum oksit içerikli bitirme ve polisaj diski (Sof-Lex Disk), Grup 2: Silikon cila lastiği, Grup 3: Elmas dolduruculu polisaj patı (Diapolisher Paste), Grup 4: Elmas içerikli cila diski (Diacomp Plus Twist), Grup 5 (Kontrol): Zımpara (#1000 ve #4000 gridlik SiC kağıdı). Yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılan örneklerin yarısı ısısal döngü (5000 döngü, 5°-55°C) işlemine tabi tutulmuştur. Renk ölçüm işleminde ise örneklerin tümünün birinci renk ölçümleri yapılmıştır. Daha sonra örneklerin tümü ısısal döngü işlemine tabi tutulmuş ve ikinci renk ölçümleri yapılmıştır. Test örneklerinin renk stabilite sonuçları (ΔE_{00}) Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri ile; yüzey pürüzlülüğü (R_a) sonuçları ise ANOVA ve Tukey çoklu karşılaştırma testleri ile değerlendirilmiştir ($p<0,05$). **Bulgular:** Isısal döngü işlemi sonrası ΔE_{00} değerleri açısından hem estetik CAD-CAM materyalleri hem de polisaj materyalleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Vita Enamic materyali Lava Ultimate materyalinden belirgin olarak daha fazla renk değişimi göstermiştir ($Z=-3,256$; $p<0,05$). Ayrıca en fazla renk değişimi elmas içerikli cila diski ile polisaj yapılan materyallerde görülmüştür ($p<0,05$). R_a değerleri açısından CAD-CAM materyalleri arasında fark bulunmazken ($F=0,948$; $p=0,389$), polisaj işlemleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($F=158,309$; $p<0,001$). Isısal döngü işleminin R_a değerleri üzerinde bir etkisi olmadığı saptanmıştır ($F=0,03$; $p=0,863$). Çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre polisaj yöntemlerine ait R_a değerleri silikon cila lastiği grubunda en yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). **Sonuç:** Termal siklus sonrası nano hibrit CAD-CAM materyalleri polimer infiltre seramik ağ yapılı materyalden daha iyi sonuç verirken CAD-CAM materyallerin elmas cila diski ile polisajı renk değişimi açısından uygun görünmemektedir. Silikon cila lastiği ise estetik CAD-CAM materyallerde yüksek yüzey pürüzlülüğüne neden olmaktadır.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : CAD-CAM materyalleri, ısısal döngü, renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü
Sayfa Adedi : 121
Danışman : Doç. Dr. Ferhan EĞİLMEZ

EFFECT OF DIFFERENT SURFACE FINISHING PROCEDURES ON THE SURFACE ROUGHNESS AND COLOR STABILITY OF CAD-CAM MATERIALS

(Thesis Residency)

Burcu AÇAR

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

October 2016

ABSTRACT

AIM: The aim of this study was to evaluate the effect of different surface finishing procedures on the surface roughness and color stability of three different aesthetic CAD-CAM Materials. **MATERIALS-METHODS:** In the study present 70 specimens from each of nano-hybrid and polymer infiltrated ceramic network structured CAD-CAM blocks (Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic) were prepared (n=210). The specimens were divided into 5 sub-groups according to the applied polishing procedure (n=14/group). Group 1: Finishing and polishing disc (Soft-Lex Disk), Group 2: Silicone rubber polisher, Group 3: Polishing paste with diamond filler (Diapolisher Paste), Group 4: Diamond polishing disc (Diacomp Plus Twist), Group 5: Sandpaper (#1000 ve #4000 grid SiC paper) as control. For surface roughness measurements, half of the specimens in each group were submitted to the thermal cycling (5000 cycles, 5°-55°C). For color stability measurements, first color measurements of all samples were done. Then, all of the samples were submitted to thermal cycling and second color measurements were performed. ANOVA and Tukey multiple comparison tests and were used for the evaluation of surface roughness (R_a) data. Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests were used for the evaluation of color stability (ΔE_{00}) data ($p<0.05$). **RESULTS:** Significant differences in ΔE_{00} data were found among CAD-CAM materials and polishing procedures after thermal cycling ($p<0.05$). Vita Enamic exhibited significantly higher color change than Lava Ultimate ($Z=-3,256$; $p<0.05$). Besides, the most color change was found in the materials polished with diamond polishing discs ($p<0.05$). No significant difference was found in R_a data amongst CAD-CAM materials ($F=0.948$; $p=0.389$), whereas significant difference was determined among polishing procedures ($F=158.309$; $p<0.001$). Thermal cycling did not affect R_a values ($F=0.03$; $p=0.863$). According to the multiple comparison results, R_a data in polishing procedures was found the highest in silicone rubber polisher. ($p<0.05$). **CONCLUSION:** Better results were obtained with nano hybrid CAD-CAM materials than polymer infiltrated ceramic network material in following thermal cycling. In addition, polishing CAD-CAM materials with diamond polishing discs did not seem an appropriate procedure in terms of color stability. Polishing with silicone rubber polisher resulted in higher surface roughness.

Science Cod : 1050

Key Words : CAD-CAM materials, color stability, surface roughness, thermal cycling

Page Number : 121

Advisor : Assoc. Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana yol gösteren, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, her durumda sabrını, yardımını ve desteğini esirgemeyen değerli hocam, danışmanım Doç. Dr. Ferhan Eğilmez' e,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Cemal Aydın'a,

Birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma ve Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalındaki hocalarıma,

Bu günlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi olan, koşulsuz sevgi ve desteklerini hep hissettiğim canım annem Şerife Açar ve abim Burak Açar' a,

Her zor anımda yardımına koşan, sevgisini ve desteğini benden esirgemeyen sevgili dönem arkadaşım ve yengem Seçil Açar'a,

Tez süreci boyunca neşe kaynağım ve mutluluğum olan çok tatlı yeğenim Ege Açar' a,

Teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
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. Tarihçe	3
2.1.2. Dental porselenin içeriği.....	4
2.1.3. Dental porselenin sınıflandırılması.....	6
2.1.4. Metal destekli seramikler.....	7
2.1.5. Tam seramikler	8
2.1.6. Zirkonya seramikler.....	18
2.2. Kompozitler.....	20
2.2.1. Kompozitlerin sınıflandırılması.....	20
2.2.2. Kompozitlerin genel özellikleri	21
2.2.3. Uygulama şekillerine göre kompozitler.....	24
2.2.4. Güçlendirilmiş kompozit rezinler	26
2.3. CAD /CAM Blokları	28
2.3.1. Piyasada yaygın olarak kullanılan hibrit seramikler.....	29

	Sayfa
2.4. Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri	31
2.4.1. Bitirme ve polisaj işlemlerinde kullanılan enstrümanlar	32
2.5. Renk kavramı	36
2.5.1. Işık ve renk terimleri.....	37
2.5.2. Renk sistemleri	38
2.5.3. Renk ölçümü.....	42
2.5.4. Renk skalaları	46
2.6. Yüzey Pürüzlülüğü	47
2.6.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri	48
2.7. Isısal Döngü.....	51
3. MATERYAL VE METOD	53
3.1. Kullanılan Materyaller	53
3.2. Kullanılan Polisaj Materyalleri	54
3.3. Örneklerin Hazırlanması	58
3.4. Örneklerle Uygulanan Polisaj Yöntemleri	59
3.5. Isısal döngü	60
3.6. Örneklerin Yüzey Temizliği.....	62
3.7. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	62
3.8. Renk ölçümü	64
4. BULGULAR	67
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	67
4.2. Renk Stabilesi Testi Bulguları	72
5. TARTIŞMA	79
6. SONUÇ	99
KAYNAKÇA.....	101
ÖZGEÇMİŞ	121

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi.....	41
Çizelge 2.2. NBS kriterleri.....	41
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklarının içerikleri.....	53
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan polisaj materyalleri	54
Çizelge 4.1. CAD/CAM materyallerinin polisaj yöntemleri ve ısısal döngü uygulaması işlemlerine göre elde edilen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri.....	67
Çizelge 4.2. Yüzey pürüzlülüğü bulgularına ait çok yönlü ANOVA tablosu. Ra	68
Çizelge 4.3. Estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait renk değişim değerleri.....	72
Çizelge 4.4. Uygulanan polisaj yöntemlerine göre renk değişim değerleri	73
Çizelge 4.5. Isısal döngü uygulamasından sonra farklı yöntemlerle polisaj yapılmış estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerleri	76

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Munsell renk sistemi.....	38
Şekil 2.2. CIE L*a*b* renk sistemi	40
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri, uygulanan polisaj yöntemleri ve çalışma planını gösteren şema.....	59
Şekil 4.1. Polisaj işlemlerine ait Ra değerlerinin dağılımı.....	69
Şekil 4.2. Materyal ve polisaj işlemlerine göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin dağılım grafiği	70
Şekil 4.3. Isısal döngü uygulama işlemine göre CAD-CAM materyalleri ve polisaj işlemlerine ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin dağılımı.....	71
Şekil 4.4. Isısal döngü işlemi uygulandıktan sonra polisaj işlemlerine göre estetik dental restoratif CAD-CAM materyallerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerlerinin dağılımı	74
Şekil 4.5. Isısal döngü işlemi uygulandıktan sonra estetik dental restoratif CAD-CAM materyallerine göre polisaj işlemlerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerleri dağılımı	75
Şekil 4.6. Materyal ve polisaj işlemlerine göre renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerinin dağılım grafiği	77

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Dental frezler	33
Resim 2.2. Bitirme ve polisaj lastikleri.....	34
Resim 2.3. Alüminyum oksit ve silikon karbit içeren dental taşlar	34
Resim 2.4. Polisaj diskleri	35
Resim 2.5. Dental fırça ve keçeler	36
Resim 2.6. Aşındırıcı cila patları	36
Resim 2.7. Renk ölçüm cihazı spektrofotometre	45
Resim 2.8. Renk skalaları	47
Resim 2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM).....	49
Resim 2.10. Atomik kuvvet mikroskobu	50
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM hibrit seramik blokları a. Lava Ultimate, b. Cerasmart, c. Vita Enamic.....	53
Resim 3.2. 3M Sof-Lex Disk Seti.....	55
Resim 3.3. Elmas cila diski (Eve Twist Diacomp Plus)	55
Resim 3.4. Elmas dolduruculu polisaj patı (GC Diapolisher pat) ve patın uygulamasında kullanılan keçe.....	56
Resim 3.5. Silikon cila lastiği (Polydentia)	57
Resim 3.6. Tesfiye ve zımparalama cihazı	57
Resim 3.7. Düşük hızlı kesit alma cihazı.....	58
Resim 3.8. Kesit alınan örnekler. a) Lava Ultimate b) Cerasmart c) Vita Enamic.....	59
Resim 3.9. Isısal döngü cihazı	61
Resim 3.10. Örneklere ısısal döngü uygulaması.....	61
Resim 3.11. Ultrasonik temizleme aleti.....	62
Resim 3.12. Profilometre cihazı.....	63
Resim 3.13. Örnek yüzeylerinin profilometre ile ölçülmesi.....	64
Resim 3.14. Renk ölçüm cihazı (Minolta CR-321 Osaka Japan)	65

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
ΔE	Renk değişikliği
μm	Mikrometre
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$	Kaolin
b^*	CIE Renk Sistemi (sarımavi) koordinatı
$CaCO_3$	Kalsiyum karbonat
CaO	Kalsiyum oksit
$Ce O_2$	Seryum oksit
CIE	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi
dk	Dakika
H_2O	Su
K_2CO_3	Potasyum karbonat
K_2O	potas
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

Simgeler**Açıklamalar**

nm	Nanometre
° C	Derece santigrat
Pt	Platin
R_a	Yüzey pürüzlülüğü ortalaması
rpm	Devir/dakika
SiC	Silikon karbit
SiO₂	Silika, kuartz
sn	Saniye
Y₂O₃	İtiryum oksit
ZrO₂	Zirkonyum oksit
ZrSiO₄	Zirkonyum silikat

Kısaltmalar**Açıklamalar**

AKM	Atomik kuvvet mikroskobu
Bis –GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım bilgisayar destekli üretim
M.Ö.	Milattan önce
SEM	Tarayıcı elektron mikroskobu
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
Y-TZP	Yttriyum tetragonal zirkonya polikristali

1. GİRİŞ

Protez genel anlamda vücudun kayba uğrayan herhangi bir kısmının yapay olarak tamamlanması ve rehabilite edilmesidir. Diş hekimliğinde protez terimi, bir veya daha fazla dişin ve ilişkili yapıların yapay olarak yerine konmasıyla ifade edilir [1].

Protetik restorasyonların planlanması, yapılması ve hastalara kullandırılmasında zaman zaman güçlüklerle karşılaşılabilir. Bu güçlükleri yenebilmek için protetik restorasyonların uygulanmasından önce hastanın muayenesi, yapılacak restorasyonun planlanması gerekmektedir. Sonuç olarak, estetik ve fonksiyon açısından uyumlu restorasyonlar hastaların ağızına uygulanmaktadır [2].

Restoratif diş hekimliğinde, estetiğe olan ilginin artması ve kullanılan alaşımların alerjik ve toksik etkileri nedeniyle, hastalar ve diş hekimleri metal içermeyen restoratif materyallere yönelmişlerdir [3]. Günümüzde metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alt yapıların oluşturduğu estetik ve biyolojik uyumsuzluklar, tam seramik sistemleri ile çözümlenmeye çalışılmıştır [4]. Teknoloji ve yeni dental materyallerle ilgili araştırmalarındaki ilerlemeler estetik restorasyonlar için kullanılabilen materyallerin sayılarını arttırmıştır. Materyallerin fiziksel özelliklerinin iyi olması, biyouyumlulukları ve klinik başarıları bu materyallerin standart tedavilerde uygulanabilir olmasını sağlamıştır [5].

Günümüzde estetik ve konservatif diş hekimliğinin öneminin daha da artmasıyla birlikte hastalar, daha estetik ve konservatif tedavi seçeneklerini diş hekimlerinden talep etmektedir. Bu gereksinimlerden dolayı metal içermeyen restorasyonların uygulanması, ülkemizde ve dünyada estetiğe olan ilginin artmasıyla beraber hız kazanmıştır.

Dental seramikler, aşınma direnci, düşük ısı iletkenliği, iyi hijyenik özellikleri, doğal ve estetik görünimleri gibi avantajları nedeniyle en popüler restoratif materyallerden biridir. Dental seramiklerin pek çok avantajı olmasına rağmen, düşük bükülme direnci ve karşıt doğal dişi aşındırma gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Kompozitler, diş hekimliğinde kullanılan estetik materyallerin ikinci grubunu oluşturmaktadır. Kompozit ile seramiklerin kırılma ve sert yapıları karşılaştırıldığında, kompozitler daha az kırılmalıdır.

Ancak kompozitlerin düşük renk stabiliteleri ve yüksek miktarda aşınmaları, kullanımlarını sınırlamaktadır. Bu restoratif materyallerin sahip oldukları dezavantajlar nedeniyle doğal dişlerin fiziksel özelliklerini taklit edebilen yeni biyomateriyaller üretilmeye başlanmıştır. Hibrit seramikler olarak da adlandırılan yeni materyaller, seramik ve kompozit materyallerinin mevcut dezavantajlarının üstesinden gelmek için son yıllarda geliştirilmiş materyallerdir. Polimer infiltre seramik ağ yapılı (PICN) ve rezin nano seramik materyaller, hibrit seramik grubunda yer alan materyallerden bazılarıdır [6]. Bu materyallerin başlıca avantajları; yeterli sertlikte olmalarının yanı sıra yüksek eğilme dayanımları, daha düşük kırılgenlık ve daha yüksek dayanıklılık göstermeleri ve CAD/CAM sistemleri ile daha iyi işlenebilmeleridir [7]. PICN materyallerinin doğal diş yapısına benzemeleri ve dental seramiklerden daha az diş aşındırmaları diğer olumlu özellikleri yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [8]. Ancak, yeni geliştirilen bu materyallerin fiziksel özellikleri hakkındaki bilgi sınırlıdır [6, 9]. Vita Enamic dahil dental restoratif materyallerin klinik başarısını belirleyen 2 özellik, yüzey pürüzlülüğü ve renk uyumudur.

Bu çalışmanın amacı; farklı polisaj sistemlerinin, CAD/CAM materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkisini değerlendirmektir. Bu amaçla, iki farklı rezin nano seramik (Lava Ultimate, 3M Espe, Seefeld, Almanya; GC Cerasmart (Gc Dental Products, Leaven, Belgium) ve bir adet PICN materyali (VITA Enamic, VITA Zahnfabrik Germany Bad Säckingen) seçilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Tarihçe

Topraktan yapıma anlamına gelen Yunanca ‘keramos’ sözcüğünden orijin alan seramik, yapısı insan tarafından değiştirilerek oluşturulmuş ilk organik cam fazlı kristalin yapısındaki materyaldir. MÖ 30.000 tarihinde Çekoslovakya’da kil esaslı seramik objelerin bulunması, ilk insanların kil, kum ve cam malzemelerini ısı ile işleyip kullanabildiklerini göstermektedir [10]. Rusya’da yerleşik topluluklarca üretilmiş seramik eşyaların tarihi MÖ 6000-7000 yıllarına dayanmaktadır [11]. Avrupalıların 17.yy başlarında seramik formülünü keşfetmesiyle bu materyallerle ilgili çalışmalar başlamıştır [12].

Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır. Bu tanıma camlar, nitritler, silikatlar, metal oksitler ve çimentolar da dahildir. Porselen ise birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyali olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde porselen terimi, dental seramik olarak da kullanılmaktadır [10].

Porselen yapay dişler, diş hekimliğinde ilk olarak 1774’de bir Fransız diş hekimi olan Alexis Duchateau ve onunla birlikte çalışan bir Fransız eczacı olan Nicholas Dubois de Chemant tarafından kullanılmıştır [13]. 1817’ de Paris’te eğitim görmüş Peale ve 1830’ da Stokton sayesinde Amerika porselen dişlerle tanışmıştır [12]. İlk kişisel porselen dişler 1808 yılında, Paris’e yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından üretilmiştir. Bu uygulamalarda porselen, gözenekli yapıda ve kırılığandır. Gözeneksiz yapıyı ya da porselenin vakum ile pişirilmesini 1949’da Alman Gatz başarmış ve porözitesiz düzgün yapıda seramik elde etmiştir. Bu seramikler daha çok jaket kron ve pivo yapımında kullanılabilmektedir [14].

Porselenin translüsentliğinin ve renginin gelişmesi ise, 1838 yılında Elias Wildman’ın vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanması sayesinde gerçekleşmiştir [10]. 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işlemesi ile Dr. Charles Land sabit protezlerde porselen kullanımının öncüsü olmuştur [15]. Porselene 1950’li yıllarda lösit eklenmesi, porselenin genleşme katsayısını artırırken, altın ilavesi metal alt yapıya bağlanma

kuvvetini artırmıştır [16]. Vines ve arkadaşları, 1958’de vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir [17].

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları, uzun süreli estetik performans ve klinik başarı gösterebilen metal seramik restorasyonları geliştirmişlerdir. Bu restorasyonlar, %11-15 oranında potasyum oksit içeren porselen tozu ilave edilmiş metal destekli restorasyonlardır [18].

Günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan ve alt yapısı %40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket kronun yapımını ise 1965 yılında Mc. Lean ve Hughes geliştirmişlerdir. Jaket kron ve faset yapımlarında kolaylıklar olmuş ve kırılma dayanımında önemli bir ilerleme elde edilmiştir [19]. Mc Lean ve Hughes 1976 yılında “Twin foil” adını verdikleri çift folyo tekniği ile porselen jaket kronun güçlenmesini sağlamışlardır [19].

1980’li yıllardan sonra artmış dayanıklılık ve estetiği bir arada sunan tam porselen sistemlerin yapımında çok farklı teknikler kullanılmaya başlanmıştır. Son otuz yıl içerisinde araştırmalar, dental seramiklerin mikro yapısının modifikasyonu yoluyla güçlendirilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Örneğin seramiğin hem optik hem de mekanik özelliklerini değiştiren kristalin bir yapının ilavesi ile feldspatik porselenin tipik “camsı” matriksine müdahale edilmektedir [20].

2.1.2. Dental porselenin içeriği

Porselen; kaolin, kuartz ve feldsparın belirli kompozisyonlarda ve yüksek ısıda fırınlanması ile elde edilen beyaz, translüsent seramiğe verilen isimdir. Diş hekimliğinde seramikler; kron ve köprü restorasyonların yapımında, tam protezlerde prefabrik dişler olarak kullanılırlar [21].

Feldspar

Potasyum alüminyum silikat / ortoklas ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve albit’in ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Kuartz ve kaoline matriks görevi görür. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın soda formu, ergime sıcaklığını düşürürken; potas

formu, ergimiş camın viskozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve akmayı azaltır.

Bu son derece yararlı bir özellik olup marjinlerini yuvarlaklaştırır, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek krona doğal görünüş sağlamaya yardım eder [21].

Kuartz

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz 1000°C de erir. Pişme sonucu meydana gelen büzülmeyi yapıya tutucu bir destek sağlayarak önler. Dental porselenlerin birleşiminde %10-30 oranında bulunup porselenin dayanıklılığını artırır [22]. Matriks içinde doldurucu görevi yapar ve kitleye stabilite sağlar. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir [21].

Kaolin

Alüminyum hidrat silika olan kaolin çin kili olarak isimlendirilir. Dental porselenlerde çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolin opak görünümündedir. Kaolinin yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden yararlanılır [23]. Seramik hamuruna elastikiyet verir ve elde işlenebilmesini kolaylaştırır [21].

Renk pigmentleri

Kalay, nikel, kobalt, titanyum, krom, demir, altın oksitler veya metalik altın ve platin porseleni renklendirmek için kullanılan pigmentler olarak kullanılmaktadır. Floresans niteliği de pigment maddeleri ile elde edilmektedir [24].

Akışkanlaştırıcılar ve cam modifiye ediciler

Potasyum, sodyum ve kalsiyum cam modifiye ediciler ve SiO_4 ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır. Akışkanın amacı, silika gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak, camın yumuşama ısısını düşürmektir. Cam içindeki oksijen silika oranı büyük bir öneme sahiptir ve camın viskozitesini ve ısısal genişmesini etkilemektedir. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak rol oynamaktadır [25].

2.1.3. Dental porselenin sınıflandırılması

I- Dental seramikler fırınlanma ısılarına göre şu şekilde sınıflandırılabilir

1. Yüksek ısı seramikleri (1290–1370 °C)
2. Orta ısı seramikleri (1090–1260 °C)
3. Düşük ısı seramikleri (870–1070 °C) [26, 27]

II-Dental seramikler dişhekimliğinde kullanım alanlarına göre ise şu şekilde

Sınıflandırılabilirler

1. Tam ve hareketli bölümlü protezler
2. Metal-seramik restorasyonlar
3. Tam seramik restorasyonlar

III-Dental seramikler üretim tekniklerine göre de şu şekilde sınıflandırılabilirler

1. Metal destekli seramik kron sistemleri

A - Döküm metal üzerine hazırlanan seramikler

· Vita omega, Ivoclar, Duceram, Ceramco II

B - Platin ya da altın foli üzerinde bitirilen seramikler

· Sunrise, Flexobond, Renaissanic

2. Metal desteksiz seramik kron sistemleri

A- Dispersiyon ile güçlendirilmiş seramik sistemleri;

1- Alümina kor

a) Alümina seramik

b) Hi ceram

c) İnfilte seramikler (In-Ceram, Vita Zahnfabrik, Almanya)[28]

2- Magnezyum kor

3- Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor (Cerestore, Johnson&Johnson, E. Windsor, N.J.)

4- Optec-HSP

B- Dökülebilir seramikler;

1- Dicor (Dentsply International, York, Pa.)

2- CeraPearl

C-Preslenebilir seramikler;

1- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

D.CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri [28]

Fırınlama ısılarına göre

1.Yüksek ısı seramikleri (1290°C-1370°C): Yapısında %81 feldspar, %4 kaolin ve %15 silis içerir [21]. Şeffaflığı, sağlamlığı ve pişme süresince modeli bütün detayları ile korumaları nedeniyle tercih edilirler. Yapay dişlerin yapımında ve bazen yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar [29].

2.Orta ısı seramikleri (1090°C-1260°C) : Prefabrike gövdelerin yapımında, nadiren de inley ve jaket kron yapımında kullanılırlar.

3.Düşük ısı seramikler (870°-1070°): Metal destekli seramiklerde, alüminöz seramiklerde (kor materyali hariç), çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılırlar [21].

2.1.4. Metal destekli seramikler

Metal seramik restorasyon, diş kesimine uygun, ince bir metal alt yapıya bağlanmış seramik tabakasından oluşur. Böyle bir restorasyon, döküm metal restorasyonun gücünü ve hassas kenar uyumunu, seramik kronun kozmetik etkisiyle bir araya getirir. Metal destekli restorasyonlar, metal alt yapıları nedeniyle seramik restorasyonlardan daha fazla dirence sahiptir. Metal seramiklerin kullanım ömürleri daha fazladır [30]. Metal yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak seramik uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine, glaze seramikleri bilinen usullerle şekillendirilir [21].

Metal alt yapının restorasyonun yarı geçirgenliğini azaltması, estetik sakıncalar, lokal doku reaksiyonuna ve korozyon toksisitesine neden olmaları, metal ile porselen arasındaki ısıl genleşme katsayısı uyumlu olmadığında bağlanma dayanıklılığında azalma olması, metal

destekli seramiklerin dezavantajlarıdır. Bu dezavantajlar, metal desteksiz olarak kullanılan yüksek dirençli seramiklerin gelişimine olanak sağlamıştır [28].

2.1.5. Tam seramikler

Tam seramikler; aşağıda yer alan avantajlardan dolayı metal destekli seramik restorasyonların yerine yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır:

1. Biyolojik uyumlulukları metallere oranla daha üstündür.
2. Alerjik reaksiyon oluşturmazlar.
3. Homojendirler.
4. Estetikler. Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı geçirme özelliğine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın bir görünümde dirler. Işığın köke kadar ulaşmasını sağlayarak dişeti bölgesindeki gölgelenmeyi ortadan kaldırır lar [31].
5. Doğal diş yapısına yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiplerdir.
6. Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır lar.
7. Yapım aşamasında metal destekli seramik restorasyonlarda karşılaşılan zararlı metal tozlarının ortaya çıkma olasılığı olmadığından teknisyen açısından da sağlıklıdır lar [31].
8. Metal destekli seramik restorasyonlarda metal nedeni ile ortaya çıkan oksidasyon problemi ortadan kalkar ve opak fırınlama aşamalarına gerek kalmaz.
9. Diş etinde metal nedeni ile oluşan koyu renklenmenin de önüne geçirilmiş olur.
10. İyon salınımı ve elektrolitik korozyon yönünden güvenilir dirler.
11. Diş etinde irritasyona neden olmaz lar [31].

Tüm bu avantajlarının yanında;

1. Ekonomik olmama,
2. Yapımı için özel ekipman gerektirmesi,
3. Kırılma dayanıklılıklarının düşük olması,
4. Posterior bölgelerde uzun köprü yapımına izin vermemesi dezavantajları olarak sayılabilir[31].

Dispersiyon ile güçlendirilmiş seramik sistemleri

1.Alümina kor

a)Alümina seramik: Mc Lean ve Huges tarafından 1965 yılında geliştirilmiştir. Alümina kristallerinin %40-50 oranında porselen eklenmesiyle elde edilmiştir [32]. Bu partiküller çatlakları durdurmada daha başarılı olup quartzdan daha dayanıklıdır. Bükülme direnci feldspatik seramikte en iyi şartlarda 60 MPa iken, alümina kor seramiklerde 131 MPa'ya kadar yükselmiştir [33]. İstenilen dayanıklığa ve translüsensiye sahip jaket kronlar, yüksek oranda alümina partikülleri içeren mine ve dentin veneer tozlarının kor yapı üzerine uygulanması ile elde edilmektedir [17]. Oldukça dayanıklı olmalarına rağmen, sabit protezler için yeterli dirence sahip değildir.

b) Hi-ceram: İlk kez 1972'de Jorgensen tarafından, fosfat bağlı revetman üzerinde platin yaprak kullanılmaksızın, alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir [32]. Alümina miktarını hacimsel olarak %75 oranında arttırılmasıyla elde edilmiş olup, bükülme dayanımı 155 MPa'dır. Hi-Ceram kor materyali, geleneksel porselenden %25 daha serttir. Malzemenin dayanıklılığı ile beraber opasite de artmıştır. Isıya dayanıklı day üzerinde kor porseleni fırınlanmakta, dentin ve mine de daha sonra bilinen yöntemlerle bu kor üzerinde şekillendirilmektedir [34].

c) İnfiltrate seramikler: Cam infiltre edilmiş, kısmen sinterlenmiş alümina 1988 yılında tanıtılmış ve In- Ceram adı altında pazarlanmıştır. İnfitre seramikler, refraktör day üzerinde sulu bir porselen seramiğin kondenzasyonunu içeren, slip döküm işlemi olarak adlandırılan bir süreç ile üretilmektedir. Bu fırınlanmış gözenekli alt yapıya, daha sonra yüksek sıcaklıklarda, cam infiltre edilmektedir. Bu yolla işlenen materyaller, konvansiyonel feldspatik porselenlere göre daha az gözeneklilik, işleme bağlı daha az defekt, daha fazla direnç ve daha yüksek sertlik sergilemektedir [21].

In-Ceram alümina ilk kez 1989 yılında alümina altyapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisine cam infiltre edilmesiyle kullanılmıştır. İçerisinde %99,56 oranında saf alümina bulunmaktadır. Bu seramik sistemi, tek kron restorasyonları ile anterior ve posterior bölgedeki üç üye köprü uygulamalarında endikedir [35]. Estetiği yarı opak

olmasından dolayı sınırlanan bu seramik sisteminin bükülme direnci 236-600 MPa'dır [36].

In-Ceram Alumina yapılar çok opak olduğu için, In-Ceram Spinell sistemler geliştirilmiş ancak bu sistemlerin ışık geçirgenlikleri artmış olmakla beraber mekanik nitelikleri zayıflamıştır [37].

In-Ceram Zirkonya sisteminde, slip-casting ile elde edilen kor yapıya, %35'lik kısmı stabilize edilmiş zirkonyum oksit eklenmiştir. Kristalin fazın %67'si alüminyum oksitten oluşurken, kalan kısım zirkonyum oksittir [37].

2. Magnezyum kor

Temel yapısını, ağırlığının % 40–60 oranında magnezyum veya magnezyum oksitin oluşturduğu seramik kor sistemidir. Materyalin ısısal genleşme katsayısı $14,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ gibi yüksek bir değerdir. Bu nedenle, metal destekli seramik sistemlerinde kullanılan dentin ve mine seramiği ile beraber kullanılabilir. Bükülme kuvvetlerine dayanıklılığı 131 MPa'dır. Kor yapımı, platin yaprak üzerinde ısıya dayanıklı day tekniğiyle gerçekleştirilir [38].

3. Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor

Cerestore: Sozio ve Rilley 1983 yılında Cerestore sistemini tanıtmışlardır. Yapısında % 65-70 Al_2O_3 , % 8-10 MgO (MgAl_2O_3) içerir. Porselen kor, uzun süre ısı uygulamasına tabi tutulan epoksi rezin kor üzerinde yapılır. Magnezyum alumina spinel kristalleri, alumina ve magnezyum oksidin reaksiyonuyla meydana gelir. Bu reaksiyonda, pişirme sırasında oluşan fırınlama büzülmesini önleyen hacim artışı meydana gelir [39].

Cerestore sisteminde, kenar bütünlüğü ve porselen desteği için mum ile koping hazırlanmaktadır. Revetmana alındıktan sonra, yüksek oranda alüminyum oksit kristal içeriğine sahip bir seramik materyali eritilip kalıp içerisine gönderilmektedir. Kalıp gece boyunca ısıtılıp içerisindeki koping çıkartılmakta ve üzerine geleneksel porselen uygulanmaktadır. Porselen veneerin fırınlanması esnasında koping şekilsel bozulmaya uğrayabilmekte ve opak tabiatından dolayı özellikle kenar bölgesinde estetik problemler yaşanabilmektedir [20].

4. Optec HSP

Optec l s t kristallerinden oluşur [40]. Sulu kıvamda hazırlanarak ısıya dayanıklı day üzerinde şekillendirilir. Daha sonra fırınlanarak (1035 C) son haline getirilir. Core materyali değildir. Folyo veya refrakt r day model üzerinde yapılabilen bu sistem, feldspatik porselenden daha dirençli olmakla birlikte kor içeren porselenlere göre beklentileri yerine getirememiştir [41].

Dökülebilir seramikler

1. Dicor

Grossman ve Adair'in 1984 yılında yaptıkları çalışmalar ile tanıttıkları dökülebilir bir seramik sistemidir [42]. Hacimce %45 cam ve %55 kristalin tetrasilik flor mika kompozisyonudur. İçeriğindeki florid akışkanlığı artırmaktadır ve kristalin faz için gerekmektedir [43].

Kullanım alanı tek üyeli restorasyonlarla sınırlıdır. Bu nedenle yapıya dayanıklılık kazandırmak ve güçlendirmek için içine zirkonyum oksit (ZrO_2) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave edilmiştir. Model üzerinde hazırlanan modelaj r vetmana alınır ve mum   urulduktan sonra fırında ısıtılan cam seramik 1370 C'de refrakt r day içerisinde santrifüj tekniği ile dökülmektedir. 'Ceramming' adı verilen kontrollü kristalizasyon uygulaması döküm sonrası uyumlaması yapılan restorasyona uygulanır [44].

Estetiğinin ve boyutsal stabilitesinin iyi olması, radyolusent özelliği, düşük ısı iletkenliği, aşınmaya karşı dirençli olması, detaylı oklüzal anatomi oluşturulabilmesi ve 3-5 kez boyanabilmesi avantajları arasında sayılabilirken, estetik amaçlı ilave ısıl işlemlerin b z lmeye neden olması, yapımı için uzun zaman ve ilave ekipman gerektirmesi dezavantajlarıdır [32].

2. Cerapearl

Doğal diş yapısını taklit ettiği düşüncesiyle Hobo ve Iwata 1985 yılında Cerapearl USA materyalini (Kyocera, San Diego, California) geliştirmişlerdir. Sentetik hipoksi apatit yapısındadır [12].Yapım tekniğinde kron özel bir düzenekte döküm yöntemi ile elde edilir.

Daha sonra kron üzerine Cerastain glaze maddesi ve boyama uygulanarak fırınlama işlemi yapılır. Fiziksel özellikleri mineye benzer ve yüksek biyolojik uyuma sahiptir. Isı iletkenliği düşüktür ve aşınmaya karşı dirençlidir. Baskı kuvvetlerine karşı olan direnci 590 MPa'dır [32].

Preslenebilir seramikler

1- IPS Empress

IPS Empress sistemi, inleyler, onleyler, veneerler ve tam kronların yapımı için önerilmektedir. Sistem, fosfat bağlı bir revetman içerisine ısı ile preslenmiş kor şeklinde veya tamamlanmış restorasyon biçiminde, lösit ile güçlendirilmiş cam-seramik yapı içermektedir. Daha önceki cam seramiklerden farklı olarak IPS Empress sisteminde lösit kristallerinin kristal fazını başlatması için ikinci bir ısıtma işlemine gerek duyulmamaktadır. Bunun yerine, çeşitli ısı döngüleri aracılığıyla feldspatik porselen cam matriks içerisinde oluşturulmaktadır [20].

Seramik yapısının büzülmesi, ısı ve basınçla şekillendirme tekniği ile kontrol edilir. Oblik kuvvetlere karşı alümina seramiğe göre %90, Dicor'a göre %30 daha fazla dayanıklıdır [19].

Bükülme direnci 120-160 MPa'dır [45]. 1991 yılında ticari olarak piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde ya restorasyona son şekli verilip, yüzey boyaması ile renklendirilir ya da seramik altyapı elde edildikten sonra tabakalama yöntemi ile restorasyona son şekli verilir [46]. Yüksek ışık geçirgenliği nedeni ile renklenmiş dişlerde, metal post-kor uygulanmış dişlerde ve metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlarda uygulanmaları kontrendikedir [47].

2. IPS Empress 2

IPS Empress sisteminin dayanımının bazı yerlerde yetersiz kalması nedeni ile 1998 yılının kasım ayında ilk kez tanıtılan IPS Empress 2 geliştirilmiştir [48]. Hacminin en az %60'ını 0,5-4 µm büyüklüğünde lityum disilikat kristalleri; ikinci kristal faz olarak ise 0,1-0,3 µm büyüklüğündeki lityumortofosfat kristalleri oluşturmaktadır.

Lityum disilikat, rastgele iç içe geçen tabaka biçimli birçok kristalden oluşmaktadır. Direnç açısından değerlendirildiğinde; iğnemsiz kristaller, çatlakların yön değiştirmesini ve kollara ayrılmasını engellemekte veya önlerinin kesilmesini sağlamaktadır. Seramik yapısındaki çatlak oluşumu, lityum disilikat kristalleri tarafından tutularak seramiğin bükülme direncinde artış sağlanmaktadır. Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lösit seramiklerden oldukça fazladır ve yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa arasında değişmektedir [32].

Bu sistem; anterior ve posterior tek kronlarda ve üç üyeli köprülerin yapımında kullanılabilir. Ancak posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek ve gövde bir premolar genişliğinde olmalıdır [49].

Lityum disilikat cam seramikler, estetik açıdan oldukça tatmin edicidir. Lösit cam seramikler gibi mum eliminasyonu ve ısı-basınç tekniği ya da prefabrike bloklardan frezeleme tekniği ile elde edilmektedir [48]. IPS Empress 2 sisteminde, hazır disilikat cam seramik tabletler, EP 500 adı verilen özel fırınında 920 °C’de visküz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğun içine yollanır. Bu sistemde, lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine, restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik floropatit yapıdadır [37].

CAD-CAM sistemleri

CAD/CAM sistemleri, preparasyon görüntülerinin dijitalize edilmesi, dijitalize edilen modeller üzerinde sanal ortamda alt yapı tasarımları ve bu tasarımların üretim ünitesinde frezeleme yardımı ile restoratif materyal bloklardan elde edilmesi yöntemidir. Sistem üç temel ünitelerden oluşmaktadır.

1. Veri toplama ünitesi
2. Tasarım ünitesi (CAD)
3. Üretim ünitesi (CAM)

1. Veri toplama ünitesi: En önemli ilk aşamadır. Restorasyon yapılacak dişin dış yüzeyinin veya bu dişe ait ölçü yüzeyinin bilgisayara çok hassas bir şekilde ve üç boyutlu olarak aktarılması anlamına gelmektedir.

2. *Tasarım ünitesi (CAD)*: Alınan ölçülerden elde edilen modeller üzerinde bilgisayar ortamında kaydedilen veriler, bilgisayar yazılımı sayesinde noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülmektedir. Sonra bu sanal model üzerinde restorasyon alt yapı tasarımı tamamlanmaktadır.

3. *Üretim Ünitesi (CAM)*: Alt yapı tasarımının oluşturulmasından sonra yapılacak restorasyonun boyutuna göre seçilen porselen blok (ingot), cihazın kesici bölümüne yerleştirilir [37].

1970'li yıllarda Fransa'da François Duret, Amerika'da Bruce Altschuler, ve İsviçre'de Werner Moermann ve Marco Brandestini diş hekimliğinde ilk kez CAD/CAM'i uygulamışlardır. 1977 yılında Young ve Altschuler tarafından intraoral grid yüzey haritalama amacıyla optik bir araç geliştirilmiştir [15]. En büyük gelişmeler ise, 80'li yıllarda olmuştur ve üç önemli lider öne çıkmıştır. İlk gelişmeler, Dr. Duret tarafından yapılmıştır. Fransa'da 1990-1991 yıllarında Duret sistemini geliştirmiştir ve daha sonra bu sistem Sopha® Bioconcept sistem olarak piyasaya sunulmuştur. Diğer bir lider Dr. Moermann, CEREC® sistemini geliştirmiş ve bu yeni teknolojiyi hasta başında, klinikte kullanmayı denemiştir. Üçüncü olarak da Dr. Andersson, Procera sistemini geliştirmiştir.

Avantajları;

- Daha kısa klinik uygulama süresi,
- Hata potansiyelinin azalmış olması,
- İndirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek çapraz enfeksiyon kontaminasyon riskinin azalmış olması [25],
- Seramik materyallerinin kondensasyon, eritme, kaynatma işlemlerinin azalmış olması,
- Geleneksel ölçü alımı ve geçici kron yapımı gibi uygulamaların ortadan kalkması,

Dezavantajları;

- Üretim maliyetinin yüksek olması,
- Monokromatik bloklarda her zaman estetiğin elde edilmesinin mümkün olmaması,
- Derin subgingival marjinlerin bilgisayar ortamına aktarılmasında sorun oluşması ve iyi bir dişeti retraksiyonunun zorunlu hale gelmesidir [25, 37].

CAD-CAM sistemleri, inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü sistemlerinin, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapılarının ve implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesinde, maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında, implant destekli protezlerde dayanak, kron-köprü ve hibrit protez altyapı tasarımı ve üretiminde uygulanmaktadır [32]

CAD/CAM sistemlerinde seramikler; metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler geniş bir materyal yelpazesi oluşturmaktadır. Genellikle kullanılan seramikler, alumina, zirkonya ve porselen esaslı seramiklerdir [50].

1985 yılından günümüze kadar Cerec, Cicero, Procera, Celay, Duret, DCS-Precident, Lava, Everest-Kavo, Hint-Els GmbH, Zeno Tech- Wieland, Cercon gibi çok sayıda CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir [10].

Dişhekimliğindeki Bazı CAD/CAM Sistemleri

1. Procera

Procera 1986 yılında kron ve köprü restorasyonları için titanyum altyapılar üretmek amacıyla geliştirilmiştir. Ancak, titanyum dökümünün çok zor olması nedeni ile titanyum altyapı üretimi için döküm dışında bir yöntem araştırılması sonucu kullanılmaya başlanmıştır [51]. Daha sonra, seramik teknolojisindeki gelişme ile Procera sistemi kullanılarak tamamı seramik sistemler için altyapılar üretilmeye başlanmıştır [52]. Titanyumun yerini %100 alüminyum oksit içeren Procera AllCeram almıştır. Bu kronlar, yoğun sinterize edilmiş ve yüksek saflıkta alüminyum oksit kopingin düşük ısılı AllCeram Veneer porseleni ile kaplanması ile elde edilirler. Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak; alüminyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapıli restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit implant dayanakları, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür [31].

2. Cicero

Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sistemi, optik tarama, seramik sinterleme ve CAM esaslarına dayanmaktadır. Cicero sisteminin çalışma aşamaları; model hazırlığı, optik tarama, dizayn, sinterlenme işlemi, sentrik oklüzyon ayarı, artikülasyon ayarları, tabakaların oluşturulması ve bilgisayar destekli yapım aşaması olarak özetlenebilir. Sistemde prepare edilen dişin bulunduğu çenenin tüm ölçüsü elde edilir. Lazer tarayıcı ile önce güdük model tek başına, sonra modelin tümü olmak üzere tarama işlemi yapılır. Kapanış modeli üzerine yerleştirilerek model daha hassas olarak bir kez daha taranır, veri bankasında bulunan hazır kronlar arasından en uygun kron belirlenir. Maksimum proksimal kontak ve karşıt dişle sentrik oklüzyon oluşturulur [53]. Seçilen kron ekrana yerleştirilir, güdük üzerine zirkonyum oksit ve alüminyum oksitten oluşan altyapı seramiği yüksek basınçta tepilir ve vakum altında sinterlenir. 1050°C'de aktif olabilen likit zirkonya cam fazı, alüminanın day üzerinde kırılma veya çatlama olmadan sinterlenmesine yardım eder. Freze bölmesinde altyapı işlenir, aynı sistemle önce dentin, daha sonra mine porseleni preslenip ve pişirilir [46].

3. Cercon

Hastadan elde edilen model üzerinde alt yapı, geleneksel mumlama yöntemi ile oluşturulmaktadır. Mum modelaj ana üniteye lazer tarayıcı ile taranarak, elde edilen veriler cihazın freze ünitesine aktarılmaktadır.

Mum örneğin boyutları sinterizasyon büzülmesi oranında %20-25 büyütülmektedir. Frezeleme ünitesinde yarı sinterize zirkonyum bloklardan alt yapı, alt yapı üzerine veneer porseleni uygulanarak da üst yapı hazırlanır [37].

4. Celay

1992 yılında piyasaya sürülen bu sistem kopya /freze ve cam infiltrasyonuna dayanan bir sistemdir [54]. Alt yapı örnekleri mum veya ışıqla sertleşen kompozitten oluşmaktadır. Bu örnekler, detay kabiliyeti 80 µm olan mekanik uçlarla taranmaktadır [55]. Sistemdeki cihaz, kopyalama ve freze işlemi yapan iki bölümden oluşmaktadır. Cihazın orta kısmında tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem bulunmaktadır. Kopyalama odasındaki

aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar, modelasyonun yüzeyinde dolaştırıldığında, freze odasındaki özel frezler porselen bloğu şekillendirmeye başlamaktadır. [54]. Şekillendirme işleminde, ön sinterleme yapılmış alüminyum oksit bloklar kullanılmaktadır. Bu metod ile yapılan In-Ceram restorasyonlar, geleneksel In-Ceram restorasyonlara göre % 10 daha fazla bükülme direncine sahiptir [55].

5. *Lava sistemi*

Lava sistemi, 2002 yılında piyasaya sürülmüştür [56]. Bu sistemde düşük elastisite modülü ve yüksek kırılma direncine sahip yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır [57]. Sistemi; bir optik tarayıcı, bir freze cihazı, sinterizasyon fırını, presinterize ZrO_2 seramik bloklar, ZrO_2 için özel tasarlanmış kaplama seramiği ve bilgisayar oluşturmaktadır [58]. Lava Scan ile, prepare edilen dişler ve dişsiz kısım taranır. Gövde tasarımı ve kenar dizaynı ise Lava CAD tarafından tasarlanır. Tarama ve tasarım işleminden sonra Lava Form ile seramik bloklar aşındırılır [56]. Lava sisteminde kron restorasyonu için 5 dakika, üç üyeli köprü restorasyonu için 12 dakika süren day tarama işlemi uygulanır ve CAD programı ile sinterlenmemiş yumuşak bloklardan orijinal boyutundan daha geniş altyapılar kazınır. Yedi farklı renkteki blok seçeneklerinden uygun olan bloktan, kron restorasyonu için 35 dakika, üç üyeli köprü restorasyonu için 75 dakika süreyle kazıma yapılır. Kazıma işlemini takiben 8 saat süreyle özel otomatik fırında sinterleme işlemi gerçekleştirilir.

21 üye altyapıya kadar CAM ünitesi kullanılabilmektedir. Olması gerektiğinden hacimce %20-25 oranında daha büyük olan ZrO_2 bloktan elde edilen altyapı sonrasında yapılan sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum altyapıya gerçek boyutu, yoğunluğu ve direnci kazandırılmaktadır [56].

6. *Cerec sistemi*

Klinikte kullanılan ilk CAD-CAM sistemidir. 3 ekseninde aşındırma yapan Cerec 1 1985 yılında, 8 ekseninde aşındırma yapan Cerec 2 1994 yılında, Cerec 3 sistemi ise 2000 yılında üretilmiştir. Cerec 3, Cerec 2 nin geliştirilmiş halidir [59]. Cerec 1, Vitablocks, Mark I felspatik seramik blokları işlenmektedir. 1991 yılından itibaren de mekanik olarak güçlendirilmiş Cerec 2 ile Vitablocs Mark II (Vita) bloklarından inley, onley, veneer kron yapılmaktadır [10].

Cerec 3 ile mekanik özellikleri arttırılmış çeşitli bloklarla üretim yapılmaktadır. In-Ceram Alumina, Spinel ve Zirkonya sistemlerinin CAD-CAM modüllerinde hazırlanabilmeleri için hazır sinterlenmemiş blokları vardır [60]. 1500 C°'de endüstriyel fırınlarda VITA ZYrcomat, VITA In-Ceram 2000 YZ ve VITA In Ceram 2000, AL (Vita Zahnfabrik) blokları bu amaçla sinterlenmektedir. 'Kuru presleme' adı verilen bu üretim tekniğinde slip hazırlanmasına gerek kalmaz [61].

Cerec 3 sistemi görüntü kayıt ünitesi, frezeleme ünitesi ve bu üniteler arasında koordinasyon sağlayan bilgisayardan oluşmaktadır. Cerec sisteminin tek seansta indirekt restorasyonların başarı ile üretiminden sonra sistemin geliştirilmesi ile CAD/CAM teknolojisine geçiş sağlanmıştır [37].

Preparasyon yapıldıktan sonra preparasyon bölgesine görüntüleme likiti sprey ile sıkılır. Bunu takiben özel opak titanyum oksit toz püskürtülür. Ağız içi tarayıcı ile optik ölçü alınır. Optik ve elektronik sistemin bütünleştirildiği tarayıcı ünite, görüntüyü monitöre aktarır. Görüntüleme tozu, ışığın eşit bir şekilde yansımaları sağlayarak optik ölçüde parlaklık nedeni ile bozuklukların oluşmasını önler. Cerec 3D yazılımı ile restorasyon tipinin seçilmesi ve bilgisayar ortamına üç boyutlu olarak taşınması gerçekleştirilir [37].

Radyo dalgaları üniteler arasındaki bağlantıları sağlar ve bu şekilde üniteler birbirinden bağımsız çalışır. Bir üniteye bir restorasyon dizayn edilirken, diğerinde başka bir restorasyon freze edilebilir. Yine bu sistemde intraoral kamera ve dijital radyografiyle optik ölçüler e-posta yoluyla transfer edilebilir. Bu sistem ile inley, onley, kron ve laminate restorasyonlarının yanı sıra 2001'den itibaren üç üyeli protetik restorasyonların yapımına başlanmıştır [59].

Yüksek maliyet, subgingival bölgelerden görüntü alınamaması ve tek renkli blokların kullanımından dolayı istenilen estetiğin sağlanmaması bu sistemin dezavantajlarıdır [62].

2.1.6. Zirkonya seramikler

Zirkonya üzerinde en çok çalışma yapılan metal oksittir. Doğada tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Polikristalin yapıdaki seramiktir. Bilinen mineralleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Dişhekimliğinde (ZrO_2) zirkonyum oksit seramiği

kullanılır [37]. Kalça kırıklarında femur başı için kullanılması ile biyouyumluluğu kesinlik kazanmış, estetik ve yüksek dirence sahip olması nedeniyle diş hekimliğinin ilgi alanına girmiştir [63]. Literatürde, diş tedavilerinin zirkonya seramikler ile fonksiyonel ve estetik olarak başarılı bir şekilde yapıldığı gösterilmiştir [64].

Monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır. Erime derecesi 2680°C 'dir ve bu sıcaklıkta kübik yapıdadır. 2370°C 'nin altında tetragonal faza, 1170°C 'nin altında ise monoklinik faza dönüşmektedir. Bununla birlikte, faz değişimi ile yüksek internal streslere neden olan %3-5 oranında hacim artışı olmaktadır [25]. Oda ısısında madde stabil olmayıp stabilizasyonu sağlamak için içerisine kısmen veya tam stabilizasyon sağlayan itriyum oksit (Y_2O_3), magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (CeO_2) gibi farklı oksitler katılmaktadır [65].

Zirkonya seramiklerin avantajları;

- Mekanik üstünlük,
- İnce partikül yapısı nedeni ile detaylı şekillendirilebilme,
- Düşük ısısal iletkenlik (pulpayı korur),
- Titanyumdan daha az bakteri retansiyonu [37] ve
- Radyoopasite ile radyolojik inceleme kolaylığıdır.
- Simantasyon için adeziv yapıştırma önerilmekte ise de geleneksel simantasyon da mümkündür [66].

Dezavantajları;

- Opak yapıda olmalarıdır [67, 68]
- Aşındırma ve yüzey işlemleri mekanik özellikler üzerinde olumsuz etki yapar.
- İnterokluzal mesafe yetersizliğinde (yetersiz konnektör alanları nedeni ile) dayanıklılık zaafı ortaya çıkabilir.
- Restorasyondaki bir uyumsuzluk yeniden yapımı gerektirir [37].
- Kumlama gibi yüzey işlemleri uygulandığında, uzun süreli ve tekrarlayan kuvvetler altında, ısı ve kimyasal bozunma durumlarında yapısal güvenilirlikleri değişebilir [69].

2.2. Kompozitler

Günümüzde estetiğin giderek önem kazanması kompozit materyallerin kullanılmasını artırmıştır. Rafael Bowen tarafından 1962 yılında geliştirilen kompozit, bir organik matriks içersine belli oranlarda katılan inorganik doldurucular ve bu doldurucuların organik matrikse bağlanmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu maddesi olarak tanımlanmaktadır [70].

Kompozitin ideal mekanik özelliklere ulaşması için; organik rezin matriks ve inorganik doldurucu arasında güçlü bir bağ olmalıdır. Bu bağ, doldurucu partiküllerin silan bağlayıcı ajan ile kaplanması dolayısı ile kompozitin dayanıklılığının artırılması ve aynı zamanda çözünürlüğünün ve su emiliminin azaltılması ile sağlanmaktadır [71].

2.2.1. Kompozitlerin sınıflandırılması

Kompozitler; genellikle inorganik doldurucunun büyüklüğü, miktarı ve kompozisyonuna göre 3 temel gruba ayrılmaktadır.

1-Dolduruculara göre kompozitler

- Makrodolduruculu (geleneksel) kompozitler,
- Mikrodolduruculu kompozitler,
- Hibrit kompozitler.

2- Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitler

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler,
- Işıkla polimerize olan kompozitler,
- Kimyasal ve ışıkla polimerize olan kompozitler.

3- Uygulama şekillerine göre kompozitler

- Direkt kompozit rezinler,
- İndirekt kompozit rezinler.

4-Viskozitelerine göre kompozitler

- Kondanse olabilen kompozitler,
- Akışkan kompozitler.

5-Güçlendirilmiş kompozit rezinler

- Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler,
- Seromerler.

2.2.2. Kompozitlerin genel özellikleri

Isısal özellikleri

Kompozit materyallerin ısısal özellikleri esas olarak, içerdikleri doldurucu miktarına bağlıdır. Doldurucu miktarının artması ile ısı genleşme katsayısının azaldığı görülür ancak yine de % 78 oranında doldurucu içeren geleneksel kompozitlerin ısısal genleşme katsayıları dentine göre oldukça fazladır. Bu uyumsuzluk, hastanın sıcak ve soğuk yiyecekler alması sonucu dolgu ile diş arasında perkolasyona neden olur. Klinik olarak problem oluşturmada tolere edebilecek uyumsuzluk miktarı kesin olarak bilinmemektedir. Mikrofil doldurucu kompozitler, dişe nazaran altı veya yedi kez daha yüksek ısısal genleşme katsayısına sahiptirler.

Su emilimi

Materyalin zaman içerisinde her birim yüzey alanı veya hacimde absorbe ettiği su miktarıdır. Su emen materyalin özellikleri değişmekte ve etkinliği genellikle azalmaktadır. Yüksek doldurucu oranına sahip kompozitler, daha az su emmektedir [71].

Kompozit rezinlerin hidrofilik monomer miktarı, su emilim miktarını etkilemektedir [72]. Su absorpsiyonuyla hidrolitik dejenerasyon sonucu monomerler, ağız ortamına geçer ve doldurucu partikül ile rezin matriks arasındaki bağlantının kopması sonucu materyalin mekanik özellikleri azalır [73]. Buna ilaveten, polimer matrikste su ile reaksiyona girmemiş monomerlerin yer değiştirmesi sonucu, pulpada veya çevre dokularda istenmeyen reaksiyonlar meydana gelir [74].

Radyoopasite

Bir radyografda restorasyon çevresindeki çürük kaynaklı radyolusensinin daha net izlenebilmesi için restoratif materyal radyoopak olmalıdır. Çoğu kompozit, baryum cam gibi radyoopak doldurucular içerir [71].

Yüzey özellikleri

Yüzey sertliği, pürüzlülük ve abrazyona karşı direnç; partikül miktarı ve boyutu ile kontrol edilebilen faktörlerdir. Rezin ve doldurucuların karakteristik sertlik değerleri vardır. Ancak kompozit kitlesinin sertliği, doldurucu miktarı arttıkça artmaktadır. Doldurucu içermeyen bir rezinin Vickers sertlik değeri yaklaşık 18'dir. Geleneksel kompozitlerde ise bu 100 civarındadır. Mikrofil dolduruculu kompozit rezinlerde 30 civarındadır [75].

Yüzey pürüzlülüğünü, doldurucunun hacmi ve yapısı, restorasyonunun bitirme ve polisajlanabilme özelliği kadar etkiler. Mikrodolduruculu kompozitler, en pürüzsüz yüzeyi sağlamakla birlikte hibrit kompozitler de yumuşak dokularla uyumlu estetik yüzey düzgünlüğü sergilemektedir [71].

Abrazyon sonucu, yumuşak rezin matriksin daha kolay aşınması ile yüzeyde doldurucular çıkıntı oluşturacak şekilde açığa çıkar. Oldukça büyük partikülleri olan geleneksel ve hibrit kompozitlerde bu durum probleme neden olur. Mikrofil dolduruculu kompozitlerin bir avantajı, çok küçük inorganik partiküller ihtiva etmelerinden dolayı abrazyon sonucu oldukça pürüzsüz bir yüzeye sahip olmalarıdır. Yüzey pürüzlülüğü aşınma, çiğneme veya fırçalama esnasında meydana gelmekle birlikte, polisajlama ve şekillendirme işlemleri sırasında da oluşmaktadır [75].

Kompozit rezinler ile yapılan *in-vitro* çalışmalar, bu materyallerin aşınmaya amalgam kadar dayanıklı olduklarını göstermiştir. Bu çalışmalara dayanarak, kompozitlerin aşınma bakımından, silikat ve akrilik dolgulara göre belirli bir üstünlüğü olduğu ileri sürülmüştür. Fakat bu görüşü kompozit rezinlerin klinik kullanımından sonra yapılan klinik araştırmalardan elde edilen bulgularla uyumlu olmadığı görülmüştür [76].

Çözünürlük

Zaman içinde maruz kalınan ısı ve ağız içi sıvılarına bağlı olarak birim yüzey alandan kaybedilen ağırlıktır. Kompozit malzemeler klinik açıdan anlamlı bir çözünürlük göstermezler [71]. Suda çözünme özelliği, rezin sistemine bağlıdır. Kompozitlerdeki rezin oranları çözünürlük farklılıklarına neden olur [77].

Polimerizasyon büzülmesi

Sertleşme sırasında kompozitler büzülürler. Buna polimerizasyon büzülmesi denmektedir [71]. Rezin materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi monomerin polimer zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan ve % 1,5-3 arasında değişen hacimsel bir büzülme söz konusudur. Rezin materyallerin polimerizasyon büzölmeleri, pre-jel ve post-jel faz olarak iki safhaya ayrılabilir. Pre-jel polimerizasyon süresince rezin kavite içine yayılabilir ve yapı içerisindeki stres azalır. Polimerizasyon sonrasında hareket durur ve büzölme stresi kompanse edilemez. Kavite duvarı ile rezin arasındaki adezyon kuvvetleri post-jel polimerizasyon sonucu oluşan büzölmenin serbest olarak gelişmesini engeller ve internal streslerin oluşmasına neden olur [78].

Kompozit rezinlerin avantaj ve dezavantajları aşağıdaki şekilde sıralanabilir [79].

Avantajları;

- Estetikirler,
- Tamirleri kolaydır,
- Uygulamaları hekim ve teknik eleman yönünden kısa sürede ve kolayca gerçekleştirilmektedir.

Dezavantajları [78];

- Polimerizasyon kontraksiyonu ve dolayısıyla mikrosızıntı,
- Su emilimi,
- Renklenme gösterirler,
- Abrazyona karşı düşük dirence sahiptirler,
- Deri ile temasında kontak dermatit açısından risk oluştururlar,

- Açık dentin üzerinde pulpa irritasyonları ve postoperatif hassasiyete neden olabilirler,
- Plak birikimine uğrarlar.
- Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır.

2.2.3. Uygulama şekillerine göre kompozitler

1. Direkt rezin kompozitler

Direkt restoratif kompozit rezinler (kimyasal, ışık ve hem kimyasal hem ışıkla) sertleşebilir. Kaviteye doğrudan yerleştirilip, polimerize olurlar. Direkt kompozit rezinlerin uygun optik ve mekanik özelliklerine rağmen, polimerizasyon büzölmeleri nedeniyle geniş kavitelere kullanımları hala şüphelidir.

Marjinal uyum problemleri nedeniyle oluşan mikrosızıntı, interproksimal kontur ve kontak sağlamadaki güçlükler ve hasta başında geçirilen uzun zaman direkt kompozit restorasyonların klinik uygulamalarındaki dezavantajlarıdır. Direkt kompozit rezinler, genellikle restoratif amaçla kullanılmaktadır [21].

2.İndirekt Rezin Kompozitler

İndirekt protetik kompozit rezinler, ısı, ışık, basınç veya vakumla polimerize olurlar. Genellikle protetik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Protetik kompozitler ya da laboratuvar kompozitleri olarak da adlandırılmaktadır [21]. İndirekt restorasyonların çoğu bir teknisyen tarafından, hazırlanmış dişin kopyasının olduğu model üzerinde yapılmaktadır.

Diş rengindeki indirekt sistemler; laboratuvarda işlenmiş kompozitler, modeller üzerinde pişirilen porselenleri veya sıcak presleme ile şekillendirilmiş cam seramikleri içermektedir. Ayrıca indirekt kompozitler, günümüzde seramik restorasyonları tek randevuda yapmak için kullanılan bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri ile kullanılabilmektedir [71].

Endikasyonları

- Estetik olmaları nedeniyle hasta için büyük önem taşıyan bölgelerde bulunan diş rengindeki restorasyonların yapımında,
- Madde kayıplarının çok fazla olduğu ya da fasiolingual olarak geniş ve tüberküllerin örtülmesini gerektiren, eski restorasyonların yenilenmesinin gerektiği durumlarda [71] ve
- Ekonomik nedenlerle endikedir.

Kontredikasyonlar

- Ağır okluzal kuvvetlere maruz kalan bölgelerde,
- İzolasyonun sağlanamadığı durumlarda,
- Dişetin altına inen preparasyon marjineri varlığında kontrendikedir [71].

Avantajları

- Direkt kompozit rezinlerden daha az teknik hassasiyet gerektirir [80].
- İnterproksimal konturlar ve kontaklar üzerinde daha iyi kontrol sağlanabilmektedir.
- İndirekt kompozit rezin restorasyonlar, laboratuvarında basınç ve ısı kullanılarak polimerize olan aynı kompozit rezin materyali ile direkt yöntemle uygulanan bir restorasyona oranla daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptir [81].
- Mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirilmiştir [82].
- Büyük defektlerde dişin doğal ve anatomik formu oluşturulabilmekte ve bu restorasyonlar, yüksek aşınma direnci göstermektedir [82].
- Yapılan uzun süreli çalışmalarda, hem anterior hem de posterior dişlerde yüksek performans göstermektedirler.

İndirekt Diş-Rengindeki Restorasyonların Dezavantajları [71]

- Artan fiyat ve süre,
- Teknik hassasiyet,
- Seramiklerin kırılabilirliği,
- Karşıt dişlerin ya da restorasyonların aşınması,

- Rezin-rezin arasında bağlanma zorlukları,
- Klinik takip süresinin az olması,
- Düşük tamir potansiyelidir.

1990'lı yılların ortalarında çok sayıda yeni indirekt kompozit rezin piyasaya sürülmüştür. Bu yeni ikinci jenerasyon indirekt kompozit rezinlerde, inorganik doldurucu hacmi daha yüksek orandadır (%60-70) ve bu materyaller daha uygun mekanik özellikler sergilemektedir. Bu doldurucular sayesinde, seramiğin ve kompozitin istenilen özellikleri kombine edilmeye çalışılmıştır. Bu yeni formülasyon ile rezin sistemlerde polimerizasyon büzülmesi önemli ölçüde azaltılarak; renk stabilitesi, gerilme, bükülme ve kırılma direnci, abrazyona dayanıklılık artırılarak mekanik özellikler geliştirilmiştir.

Bu materyaller, doğal translusens, floresan ve opalesan optik özellikler sergilerler ve bu restorasyonlarda ekstraoral polimerizasyon yapıldığı için meydana gelen büzülme nedeniyle oluşan mikrosızıntı miktarının, sadece yapıştırma siman tabakası kalınlığıyla sınırlı kaldığı ve minimal olduğu belirtilmektedir [21].

2.2.4. Güçlendirilmiş kompozit rezinler

1. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler

Diş hekimliğinde kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) rezinler; fiziksel ve mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla yapısına fiber katılmış rezin bazlı restorasyonlardır [21]. Bu rezinler, iki kompozit yapının birleşimidir. Bunlardan birincisi eksternal veneer yapıyı oluşturan hibrit ya da mikrodolduruculu partiküller içeren kompozit yapı, ikincisi ise alt yapıyı oluşturmak için kullanılan fiber yapıdır [83]. Fiberle kuvvetlendirilmiş kompozitlerde fiberler, matriks içinde gömülü olarak bulunmaktadır. Bu matriks, polimer veya rezin esaslı yapıda olup cam, karbon, aramid veya polietilen yapıdaki fiberler etrafında devamlı bir faz oluşturmaktadır. Matriks yapının amacı, gelen kuvvetleri en güçlü kısım olan fiberlere transfer etmek ve sardığı fiberleri nem etkisinden korumaktır [84].

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler; karbon-grafit fiberler, aramid fiberler, polietilen fiberler ve cam fiberlerdir. Bir fiber destekli kompozitin yapımında kullanılacak fiberin

çeşidi, fiberin nasıl kullanılacağına planlanmasına ve işlem için gerekli özelliklere bağlıdır. Dental uygulamalarda en sık kullanılan fiberler, cam ve polietilen fiberlerdir. Farklı tipteki cam fiberler genelde laboratuvar ürünlerinde kullanılırken, polietilen gibi polimerik güçlendiriciler hasta üzerindeki uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir [21].

1960 yıllarında kullanılmaya başlanan fiberle kuvvetlendirilmiş kompozit rezinler, sabit protetik restorasyon uygulamaları, splint uygulamaları, endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonları gibi geniş kullanım alanına sahiptir [84]. Uygun mekanik özelliklere sahip olmaları ve yüksek eğilme dayanımları nedeniyle FGK'ler, protez altyapı materyali olarak kullanılmaktadır [85]. FGK'lerin geliştirilmesiyle, molar ve premolar dişlerde doku uyumlu metal desteksiz protezlerin yapımı mümkün olabilmektedir [86]. FGK altyapısı, metal destekli porselenlerdeki metal altyapı veya tam porselenlerdeki altyapı porseleni gibi bir altyapı vazifesi görmekte ve üzerine seromer veneer kompoziti olarak eklenmektedir. FRC altyapı, seromerin altında yapıya sertlik ve dayanıklılık sağlamak ve böylece altyapının dayanıklılık ve sertliği ile üst yapının aşınma direnci ve estetiği birleştirilmektedir [87].

2. Seromerler

Seramikle optimize edilmiş polimerin kısaltılması olan seromer, seramik doldurucularla güçlendirilmiş hibrit kompozit rezinlerdir [86, 87]. Doldurucu kısmını; cam, seramik ve yüksek oranda silika oluştururken, matriks yapısını inorganik ve organik polimer zincirleri, alifatik ya da aromatik dimetakrilat ve silisyum oksit oluşturmaktadır [88, 89]. İkinci nesil indirekt kompozit veya protetik kompozit olarak adlandırılan bu materyallerde doldurucu partikül oranı %70-90'dır [90].

Seromer teknolojisi, polifonksiyonel gruplar içerdiğinden daha karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu yapı yüksek derecede çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü meydana getirerek materyalin direncinin artmasına neden olmaktadır. Seromer materyalleri, bileşim ve yapılarından dolayı seramiklerin avantajlarını kompozit rezin teknolojisinin avantajları ile birleştirmişlerdir. Materyalin inorganik kısmı; estetik kalite, abrazyon direnci ve yüksek stabilite sağlarken, organik kısmı ise; yüksek cilalanabilirlik, rezin simanlarla etkili bağlanma, kırılmalıkta azalma, uygulama kolaylığı ve tek seansta tamir avantajları sunmaktadır [21].

1990 yılında kullanıma sunulan ve restoratif diş hekimliğinde (inley, onley) başarıyla kullanılan seromerlerin, protetik dişhekimliğinde de kullanımı kimyasal yapısındaki gelişmeler sonucu artmıştır. Seromerler, anterior ve posterior tek tam kronlarda, Maryland köprülerde, laminate veneerlerde, implant destekli sabit restorasyonlarda alternatif veneer materyali olarak ve hibrit protezlerde, sabit kron köprü protezlerinde gingival dokunun pembe estetiğinin sağlanmasında kullanılabilmektedir [91]. Ağız içersinde maruz kaldığı stresler karşısında doğal dişe benzer deformasyon göstermekte ve diş ile restorasyon arasında kırılmaya neden olan streslerin etkisini azaltmaktadırlar [92]. Elastisite modülü ve ısıl genleşme katsayısının da dentin dokusuna yakın değerde olduğu bildirilmektedir [93]. Bu nedenle, bu materyallerin metal alt yapı olmadan kullanımları mümkündür [21].

Seromerlerdeki mekanik, fiziksel veya estetik özelliklerdeki farklılıklar matriks yapı, inorganik doldurucu içeriği veya polimerizasyon ortamlarına bağlanmıştır [94].

2.3. CAD /CAM Blokları

CAD/CAM sistemleri ağırlıklı olarak estetik, yüzey bitirme özellikleri ve uzun ömürleri nedeniyle seramik materyallerini kullanmaktadır. Ancak son zamanlarda materyallerdeki geniş çaplı gelişmelerle kompozit rezin bloklar kullanılabılır hale gelmiştir [95].

Kompozit rezin CAD/CAM bloklar, kontrollü koşullar altında en yüksek kalitede üretilmektedir. CAD/CAM kompozit bloklar standart parametreler altında yüksek sıcaklık ve basınçta üretilen hibrit, nano-hibrit ve nano dolduruculu kompozitlerdir. Bu nedenle, geleneksel olarak üretilen indirekt rezin kompozitlerle karşılaştırıldıklarında fiziksel ve optik özellikleri daha yüksektir [96]. Bu bloklarla yapılan restorasyonların tamiri, CAD/CAM seramik bloklarla yapılan restorasyonların tamirinden daha kolaydır [97]. Buna ilaveten yapılan çalışmalar, uygun rezin siman sistemiyle kullanıldıklarında başarılı bir şekilde uygulanabildiklerini göstermektedir [98] .

Son zamanlarda CAD/CAM’de endüstriyel olarak ve sekonder frezeleme şeklinde üretilen yüksek performanstaki materyaller, indirekt kompozitlerin dünyasında bir devrim niteliğindedir. CAD/CAM blokların üretiminde standart endüstriyel işlemlerin kullanılması, el yapımı materyaller ile karşılaştırıldığında materyal homojenitesi ve dayanıklılığını arttırmakta, gözenek ve çatlak oluşumunu azaltmaktadır [99]. Ayrıca bu

yöntem, restorasyonun yeterince estetik olabilmesi için doldurucu hacim içeriğinin geliştirilmesine izin vermektedir. Bu, direkt kompozitlerde mümkün değildir. Güncel CAD/CAM bloklar Bis-GMA içermez.

Son yıllarda “hibrit seramik” adı verilen materyaller piyasaya sürülmüştür. Üretici firmaların iddalarına göre yeni seramik/polimer materyaller hem kompozitin hem de seramiğin olumlu yönlerini kapsamaktadır [100].

2.3.1. Piyasada yaygın olarak kullanılan hibrit seramikler

1. Lava ultimate

Lava Ultimate Rezin Nano Seramik (RNS) (3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika) CAD/CAM üretimi için tasarlanan yeni bir kompozit/nano seramik materyalidir. Bu materyal, kompozit materyal restorasyonun frezeleme yöntemiyle şekillendirilmesinde kullanımına olanak sağlamaktadır. Geleneksel seramik restorasyonların aksine rezin nano seramiklerin fırında sinterizasyonu gerekmemektedir. Bu durum restorasyonların intraoral adaptasyonu ve uyumlandırılması için fırsat sunmaktadır [101].

Bu işlenebilir protezler, laboratuvar-el yapımı protezler karşılaştırıldığında, CAD/CAM restorasyonların klinik ömrünün arttığı savunulmuştur. Bunun nedeninin son derece homojen kaliteli kristal içeriği ve sert dokulara bağlanma dayanımı olduğu belirtilmiştir. Buna karşın, geleneksel polimerizasyon işlemleri operatörden fazlaca etkilenmekte ve bu da materyal homojenitesinde yüksek seviyede varyasyona neden olabilmektedir [102]. Buna ilaveten, restorasyonun klinik başarısı ve devamlılığında restorasyon ve diş arasındaki sürekli ve kuvvetli bağ esastır [103].

Lava Ultimate RNS, silika parçacıkları (20 nm), zirkonya nanomerleri (4-11 nm) ve yaklaşık %80 ağırlığında birleşik doldurucu kümeleri (0.6-1.0 µm) içermektedir. Bu materyalde matriks içeriği geliştirilmiş ve UDMA ısıyla tamamen fotopolimerize edilmiştir. UDMA Bis-GMA'dan daha yüksek konsantrasyonda çift bağa sahiptir. Yüksek derecede dönüşüm ve çapraz bağlanma sağlanarak ışıkla yüksek polimerizasyon reaktifite edilmiştir. Işıkla geliştirilen UDMA, Bis-GMA'dan daha az su Emilimi ve suda çözünürlük sağlar ve materyal özelliklerinin değişimi ile suda çözünen renk pigmentlerinin Emilimi

engellenir. Ayrıca Bis-GMA'nın aksine UDMA ilavesi ile viskoziteyi azaltmak için seyreltici olarak kullanılan TEGDMA'nın eklenmesi gerekmemektedir. Aslında, TEGDMA yüksek konsantrasyonda çift bağa sahiptir ve Bis-GMA ile karşılaştırıldığında, monomerden polimere dönüşümü ve çapraz bağlanma derecesini artırır [104]. Ancak daha fazla polimerizasyon büzülmesini indükler [105].

2. Cerasmart

Son yıllarda, GC (GC Anonim Şirketi, Tokyo, Japonya) ve Shofu (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) “hibrit seramik” materyaller grubunun bir parçası olarak sırasıyla, Cerasmart ve Shofu Blok HC materyallerini kullanıma sunmuştur. Bu yeni kompozit bloklar, bileşimleri ya da doldurucu boyutları tam olarak aynı olmamakla birlikte doldurucuları UDMA bazlı bir matriks içerisine dağılan ve yüksek sıcaklıkta polimerize edilmiş bloklardır [106].

Cerasmart hibrit seramik materyali, eşit ve homojen dağılmış nano seramik yapıya sahiptir. Kompozit rezin yapısındadır. 2,2-Bis(4-Metakriloksi-polioksifenil) propan, Üretandimetakrilat, Dodesildimetakrilat yapısındaki rezin matrikse, ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nano partiküller eklenmiştir. Üretici firma tarafından elastisite modülünün ve kırılma dayanımının yüksek olduğu iddia edilmiştir. Posterior, anterior, inley, onley ve implant üstü restorasyonlarda kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür.

3. Vita enamic

R. Giordano, 1997 yılında VITA tarafından pazarlanan cam infiltre seramiklerden (In-Ceram) esinlenerek PICN materyalinin üretimi için cam ile polimerin yer değiştirmesi fikri ile patent almıştır. 2012 yılında da Enamic adlı ilk PICN materyali VITA tarafından piyasaya sürülmüştür.

Bu materyal, sekonder polimerizasyon geçiren bir monomerin, ön sinterleme işlemi görmüş cam seramik iskelete infiltrasyonu sonucu oluşturulmaktadır. PICN yapısına klasik karıştırma ile katılan doldurucu partiküller de kompozit materyallerinden önemli ölçüde farklıdır.

Vita Enamic, seramik iskelet materyaline UDMA ve TEGDMA karışımının infiltre edildiği bir materyaldir. Vita seramiğin hacimsel oranı yüksek olduğundan, üretici firma materyali “hibrit seramik” olarak tanıtmıştır.

Materyal yapısında bulunan seramik ağ, birbirine bağlı partiküllerle, stresi her yöne etkin bir şekilde dağıtabilen ve destek görevi görerek darbe direncini arttıran 3 boyutlu gerçek bir iskelet oluşturmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi, seramik ağ üzerindeki stresin zorlayıcı etkisiyle ilişkilendirilmiştir [107]. Bu sorun M. J. Mason'ın patentli yüksek basınç ve yüksek sıcaklık kullanılan yeni bir polimerizasyon yöntemini tanıtmaları yoluyla çözülmüştür. Nitekim, yüksek sıcaklıkta polimerizasyon ile zincirlerin mobilitesi artmakta ve bu yöntem basıncı düşürmektedir. Buna ilaveten yüksek basınç büzülmeyi telafi ederek defektlerin sayısını ve boyutunu azaltmaktadır [108].

DeneySEL PICN materyalleri ile ilgili devam eden araştırmalar, gelişme aşamasındaki bu malzeme sınıfının mekanik ve biyolojik özellikleri bakımından etkileyici ve gelecek vaat eden sonuçlar gösterdiğini belirtmektedir. Özellikle polimer matriks, sadece UDMA'dan oluşup TEGDMA ve indikatör içermediğinden, seramik iskeletin üretiminde yüksek ısı ve basınç (180 °C, 300 MPa) kullanılarak döküm yöntemi uygulanmaktadır [109].

2.4. Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Glaze: Glaze, cilalı bir yüzey sağlamak için pişirilmiş seramik yüzeyine uygulanabilen renklendirilmemiş cam tozlarıdır. Seramik restorasyon fırınlandıktan sonra, eklenen glaze seramiği daha düşük bir sıcaklıkta parlak bir tabaka meydana getirir. Böylece pöröz olmayan parlak veya yarı parlak bir yüzey oluşur.

Glaze seramiğinin termal genleşme katsayısının, uygulandığı seramik kitlesinden biraz düşük olması gerekir. Eğer glaze, dentin seramiğinden daha yüksek bir genleşme katsayısına sahip ise radyal gerilim altında soğur. Ortaya çıkan gerilimler yüzeyde ince çatlamlara sebep olur. Gerilim ne kadar yüksek ise o kadar ince bir çatlama ağı oluşur. Diğer taraftan glazein genleşme katsayısı, dentin seramiğinden daha düşük ise, sıkıştırma gerilimleri parlaticının üzerinde kavrama adı verilen büyük çatlaklar meydana getirir.

Otoglaze: Isı yardımıyla doğal cilalı bir yüzey elde edilmesidir. Glaze yapılmış yüzeyin dayanıklılığının iyi polisaj yapılmış porseleninki ile aynı olduğu bildirilmiştir [110]. Seramik restorasyonlara glaze işlemine alternatif olarak kullanılabilir, değişik polisaj teknikleri uygulamalarını destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur [14].

Glaze uygulanan yüzeylerin uygun bir polisaj tekniği kullanılan yüzeylere kıyasla daha düzgün olabileceği konusunda araştırmacılar arasında fikir birliği vardır [111]. Ancak kullanılan porselen türüne göre de farklı polisaj sistemleri ile elde edilen porselen yüzeylerin yüzey pürüzlülüğünün farklılık gösterdiği bildirilmiştir [112].

Bitirme: Restorasyonun bitim sınırlarındaki düzensizliklerin kaldırılması, anatomik konturların oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi işlemidir [113].

Polisajlama: Bitirme işlemi sırasında restorasyon yüzeyinde meydana gelen küçük çizikleri ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmak, düzgün, ışığı yansıtan ve mine benzeri parlak bir yüzey elde etmek için bitirme işlemlerinden sonra gerçekleştirilmektedir [113].

Bitirme ve polisaj işlemlerinin etkinliği şu faktörlere bağlıdır:

1. Restoratif materyalin tipi ve fiziksel özellikleri
2. Aşındırıcının fiziksel özellikleri (örn: sertlik, esneklik, kalınlık, yumuşaklık, porözite)
3. Aşındırıcı enstrüman ve materyal arasındaki sertlik farkı
4. Aşındırıcı partiküllerin boyutu, miktarı ve şekli
5. Aşındırıcı enstrümanın uygulanma hızı ve restorasyon materyaline basıncı
6. Aşındırıcı uygulaması boyunca kullanılan kayganlaştırıcılar (örn: su, suda çözünen polimer, gliserol, silikon yağı, vazelin) [114].

2.4.1. Bitirme ve polisaj işlemlerinde kullanılan enstrümanlar

1. Dental frezler

Karbid bitirme ve elmas bitirme frezleridir. Bitirme ve şekil vermede kullanılan karbid frezler, aşındırıcı özellikleri az olduğundan disk, bant ve elmas frezlere kıyasla dişetine daha az zarar vermektedir [115].

12, 20 ve 40 μm partikül büyüklüğünde elmas parçaları içeren elmas bitirme frezleri ise, hem kompozit hem de porselen yüzeylerin polisajlanmasında kullanılmaktadır. Kaba grenliden ince grenliye doğru uygulanmaktadır (Resim 2.1). Yüksek hız ve düşük devirde, daima su soğutmasıyla kullanılmalıdırlar [116].



Resim 2.1. Dental frezler

2. Lastikler

Lastikler, ince ve ultra ince grenli aşındırıcı partiküllerin yumuşak ve elastik bir matrikse ilave edilmesiyle elde edilirler. Silikon karbit, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksit lastiklerde kullanılan aşındırıcı çeşitleridir [115].

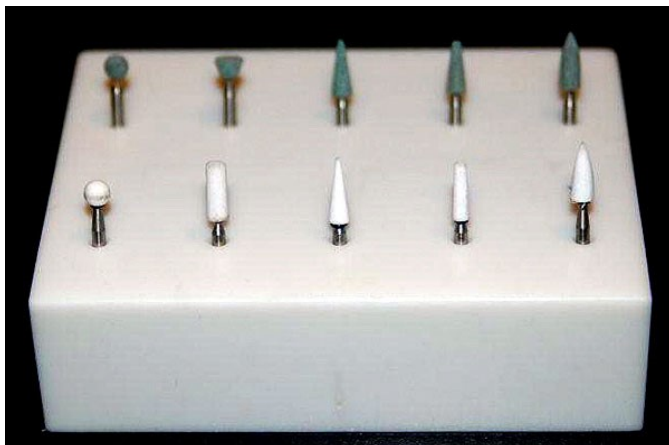
Çeşitli boyutlarda olmak üzere tekerlek, bardak ve sivri uçlu şekilleri vardır. Bu lastikler genellikle düşük turlu cihazlarla kullanılmaktadır (Resim 2.2). Başlangıç bitirme ve anatomik şekillendirme işlemleri için alüminyum oksit içerikli bitirme lastikleri ve ön polisaj işlemleri için silikon veya elmas içerikli polisaj lastikleri kullanışlı olmaktadır [113].



Resim 2.2. Bitirme ve polisaj lastikleri

3. Taşlar

Aşındırıcı partiküllerin birlikte sinterize edilmesi veya organik bir rezine bağlanması ile meydana gelirler. İçerdikleri aşındırıcı tipi taşların rengini belirler. Alüminyum oksit içeren taşlar beyaz iken silikon karbit içeren taşlar yeşildir (Resim 2.3). Kaba, orta ve ince olmak üzere içerdikleri aşındırıcının gren boyutuna bağlı olarak üç tipte aşındırma yapmaktadırlar. Restorasyonun şekillendirme ve bitirilmesinde kullanılan taşlar, elmas frezlerden daha az kesme ve aşındırma özelliğine sahiptir [115].



Resim 2.3. Alüminyum oksit ve silikon karbit içeren dental taşlar

4.Disk ve Bantlar

Aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar, ince polimer veya plastik bir zemin üzerine aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ile elde edilir. Genellikle alüminyum oksit ile kaplanmaktadır [113]. Aşındırıcı kaplanmış diskler ve bantlar özellikle düz veya konveks yüzeylerde kullanışlıdır.

Abraziv diskler, restorasyonların cilalanmasında, şekillendirilmesi ve kaba bitirmede kullanılır. Bu diskler, kaba grenli olandan ultra ince grenliye doğru belli bir sırayla uygulanmaktadır. Üzerlerindeki aşındırıcı tabaka ince olduğunda çabuk aşınır ve klinik ömürleri kısadır. Kaba grenli disklerdeki partikül büyüklüğünün 55-100 μm , ultra ince olanlarda ise 7-8 μm olduğu belirtilmiştir [115] (Resim 2.4).



Resim 2.4. Polisaj diskleri

Sof-Lex System (3M ESPE), Flexi Disc (Cosmedent), Moore-Flex Polishing System ve Moore –Silicon Carbide Discs (E.C. Moore), Opti Disc (KerrCorporation) ve Super-Snap (Shofu) aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlara örnek verilebilir [115, 117].

5.Aşındırıcı Emdirilmiş Fırçalar ve Keçeler

Aşındırıcı emdirilmiş polisaj fırçaları, polimer kıllarla birlikte farklı şekillerde (sivri uçlu, bardak şekilli) bulunmaktadır. Fırçalar, seramik ve kompozit restorasyonlarda diğer bitirme ve polisaj cihazları ile ulaşılabilen oluklara, fissürlere ve interproksimal alanlara ulaşmak için tasarlanmıştır [113] (Resim 2.5).



Resim 2.5. Dental fırça ve keçeler

6. Aşındırıcı Cila Patları

Diş hekimleri tarafından yıllardır kullanılan polisaj patları çok ince alüminyum oksit ve elmas parçacıkları içermektedir. Alüminyum oksit ve elmas cila patları genellikle gliserin esaslıdır. Alüminyum oksit patlarının ortalama partikül boyutu $1\mu\text{m}$ 'dan daha az iken, elmas cila partiküllerin boyutları daha büyüktür ($1-10\mu\text{m}$) [115] (Resim 2.6). Su ile kullanıldıklarında yüzeyde nanometrik düzeyde daha ince bir aşındırma gerçekleştirirken, susuz uygulandığında daha agresif bir aşındırma gerçekleşmektedir [117].



Resim 2.6. Aşındırıcı cila patları

2.5. Renk kavramı

Renk ile yapılan ve yaygın olarak kabul edilen teknik tanım 1940 yılında Amerika Optik Derneği Renkmetri Komitesi'nin yaptığı tanımdır. "Renk, mekansal veya geçici ışık

özelliklerini içerir. Işık, gözün retinasının uyarılmasından kaynaklanan ve görsel algılamalar aracılığıyla bir gözlemcinin farkına vardığı ışıksal enerjidir [118].

2.5.1. Işık ve renk terimleri

Pigmentasyon

Materyalin içinde bulunan rengi oluşturulan partiküllere pigment, renklendirme işlemine depigmentasyon adı verilir [110].

Opaklık

Bir materyalin, ışığın geçmesini engelleme özelliğidir. Eğer bir cismin gün ışığı kaynağından gelen ışığı yansıttığı yoğunlukta absorbe ediyorsa rengi beyaz görünür. Cisme gelen ışığın hepsi absorbe oluyorsa cisim siyah görünür [119].

Metamerizm

Bir ışık kaynağında belirlenmiş bir cismin renginin diğer bir ışık kaynağı altında farklı görünmesidir [120]. Belirli bir ışık kaynağında aynı görünen fakat farklı ışın dağılımına sahip iki renk metamer adını alır.

Metamerizm problemini önlemek için, seçilen renk gün ışığı ve floresan gibi değişik ışık kaynaklarında kontrol edilerek onaylanmalıdır. Ayrıca, klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma standardizasyonu sağlanmalıdır [119].

Yarı saydamlık

Materyalin ışığın bir kısmını geçirirken bir kısmını dağıtması, yayması anlamına gelir. Opak, transparan ve translusensi arasında bir derece olarak tarif edilebilir [121].

Saydırlık

Materyal içinden ışığın, hiç eksilme olmadan tamamen geçmesidir. Yüzey bitirmesi ve yüzey yapısı rengin davranışını etkiler. Mat yüzey ışığı daha çok emerken, parlak yüzeyin ışığı yansıtma özelliği vardır [18].

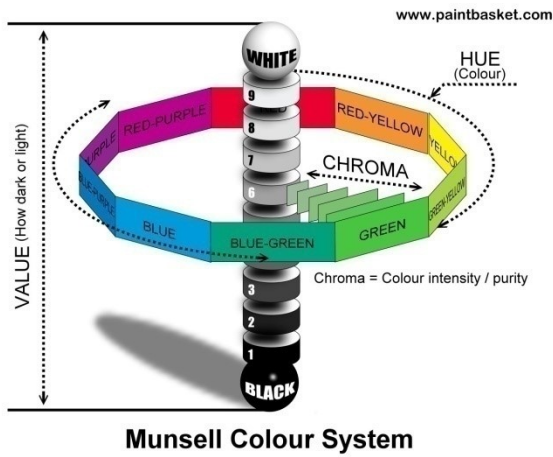
Floresan özellik

Materyalin X-ışınları veya ultraviyole gibi yüksek enerjili ışığa tutulması sonucu etrafına ışık yaymasıdır. Işıma, materyalin alabileceği ışık enerjisinden fazlasını alması sonucu oluşur. Floresan özelliğindeki materyaller daha parlak ve canlı görünür [122].

2.5.2. Renk sistemleri

Munsell renk sistemi

En çok kullanılan renk sistemidir [119]. Munsell sisteminde rengin belirtilmesi hue, value ve chroma (H/V/C) şeklindedir (Şekil 2.1). Munsell notasyonu; rengin hue, value ve chroma değerlerinin sayısal olarak ifade edilmesidir [123].



Şekil 2.1. Munsell renk sistemi

Rengin belirlenmesinde ilk olarak value, ikinci olarak chroma ve en son olarak da hue belirlenir.

Hue: Ana renktir. Spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan ve retina üzerinde etkili olan renktir (mavi, yeşil, kırmızı) [124].

Diş ve restorasyonların pigmentlerini tanımlamada kullanılır. Munsell renk tekerleğinde, 5 ana renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) ve 5 yardımcı renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı-mor) bulunmaktadır [118].

Value: Renk tonunun açıklık ve koyuluğu olarak ifade edilmektedir. Munsell, parlaklığı siyah-beyaz bir skala olarak tarif etmiştir. Parlaklığın (value) siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılır. 0-10 arasında gri tonları siyahtan beyaza doğru farklı parlaklıklar oluşturur [119].

Chroma: Tonun saflık miktarını, yoğunluğunu ya da canlılığını anlatır [125]. Renk çeşidi (hue) aynıdır, miktarı farklıdır. Kuvvetli rengi zayıf renkten ayırt etmemizi sağlayan karakterdir. Yoğunluk ve parlaklık, ters orantılıdır. Yoğunluk artarken, parlaklık azalmaktadır [119].

CIE XYZ sistemi

İlk olarak 1931 yılında, standart gözlemci eğrisi tanımlanmıştır. Rengin tristimulus değerleri bu eğriden elde edilmektedir [126]. Bu sistemde (X=kırmızı, Y=yeşil, Z=mavi), üç parametre kullanılmaktadır.

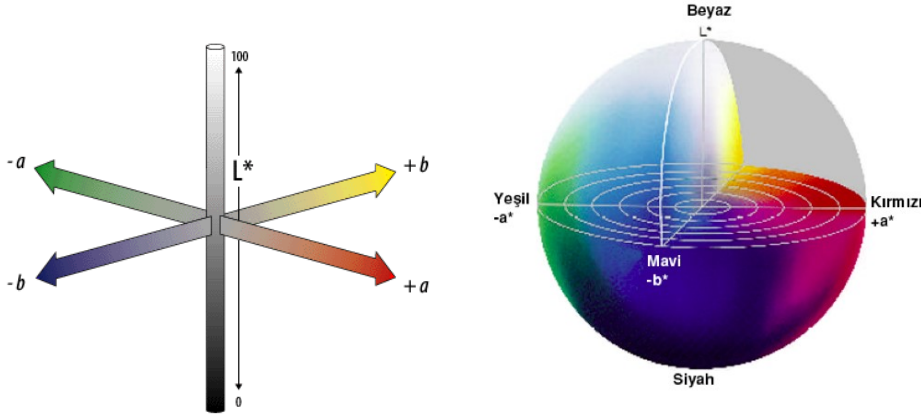
CIE (Commission international De L'eclairage/ International commission on illumination) /uluslararası ışık komitesi) Lab renk sistemi

Günümüzdeki en popüler sistemlerden biridir. CIE tarafından 1976 yılında yeni bir renk tanımlaması yapılmasıyla ortaya çıkmıştır. Bu sisteme göre rengin algılanması, 3 ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil ve mavi) bağlanmıştır [125] (Şekil 2.2).

Tüm renkler, 3 farklı eksenin kesişerek, merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alır. Bu eksenler;

L: dikey eksen, cismin beyaz (+)–siyah(-) arasındaki parlaklık veya açıklık koordinatlarını,
a: yatay eksen, cismin kırmızı(+)-yeşil(-) arasındaki chroma koordinatlarını,

b: yatay eksen, cismin sarı(+)-mavi(-) arasındaki chroma koordinatlarını gösterir.



Şekil 2.2. CIE L*a*b* renk sistemi

Rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirleyen L* dikey eksenine göre mükemmel siyah rengin, L* değeri 0 iken mükemmel beyaz rengin, L* değeri ise 100'dür [125]. a* yatay eksen, herhangi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki chroma koordinatlarını gösterir. Değer eğer pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği temsil eder. Rengin yoğunluk koordinatlarını belirleyen b* yatay eksen ise bir cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki chroma koordinatlarını gösterir. Değer arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşılr. Ancak bu değerler Munsell sistemindeki chroma ve hue değerleri ile tamamen aynı değildir [126, 127].

Nötral renklere, 0'a yaklaşırken daha doygun ve yoğun renklere a* ve b* koordinatların değerleri artar [126, 128]. CIE L*a*b* renk sisteminin avantajı, küçük renk değişikliklerinin tespit edilmesine olanak vermesidir [129]. Görsel renk algılamasına göre, renk aralıklarının düzenli ve eşit mesafede olması da bu sisteminin diğer bir avantajıdır [130].

İki cisim arasındaki renk farklılığının sayısal değeri olan ΔE , aşağıdaki formülle hesaplanabilir [126]:

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

Formülde yer alan L_0^* , a_0^* ve b_0^* ilk ölçüm değerleri iken L_1^* , a_1^* ve b_1^* ikinci ölçüm değerleridir. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı tablo Çizelge 2.1' de gösterilmektedir [126].

Çizelge 2.1. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi

ΔE	Klinik renk eşleşmesi
0	Mükemmel
0,5-1, 5	Çok iyi
1-2	İyi
2-3, 5	Klinik olarak kabul edilebilir
3,5>	Uyumsuz

Ulusal Standartlar Bürosu (National Bureau of Standards) tarafından belirlenmiş olan NBS kriterleri ve renk değişim miktarının klinik eşleşmesi Çizelge 2.2' de gösterilmektedir [129].

Çizelge 2.2. NBS kriterleri

ΔE	NBS Birim Renk değişiminin belirtisi
0-0,5	Çok az: oldukça az değişim
0.5-1,5	Az: az değişim
1,5-3	Belirlenebilir: algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim: başka bir renk

Ostwald Renk Sistemi

1914 yılında Alman bilim adamı Wilhelm Ostwald tarafından geliştirilmiştir. Renklerin bir çember üzerine düzenli olarak sıralandığı, ortaya doğru yani dairenin merkezine doğru rengin grileştiği ve tümünün aşağı doğru koyulaşp, yukarı doğru açıklaştığı düşünülen renk çemberi boyunca taban tabana birleşmiş iki koniden oluşmuş geometrik bir yapıya sahiptir [18].

CIEDE2000 renk sistemi

CIE renk farklılıklarını hesaplamak için daha gelişmiş bir formül geliştirmiştir [131]. Bu formül daha öncekinden daha iyi gibi görünmesine rağmen, kullanımı daha karmaşıktır [132, 133]. CIEDE2000 formülü dış renkleri arasındaki algılanabilir ve kabul edilebilir renk farklılıkları için daha iyi göstergeler sağladığından renk farkı hesaplamaları için daha iyi bir uyum göstermektedir. Bunun yanında CIEDE2000 formülü klinik enstrümantal renk analizinde, CIELab formülünden daha fazla dikkate alınmalıdır [134].

CIEDE renk formülü hesaplamaları aşağıdaki denkleme göre yapılmaktadır [135].

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

CIEDE2000 formülünde yer alan $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ örneklerle eşleşen renk açıklığı, parlaklığı ve renk tonunu ifade eder. RT rotasyon fonksiyonu ise, mavi bölgedeki renk ve renk tonu arasındaki farklılıkları hesaplamaktadır. Ağırlandırma fonksiyonu (S_L , S_C , S_H) ise L' , a' , b' koordinatındaki çiftlerin total renk farkları arasındaki varyasyonlarını ve parametrik faktörleri (K_L , K_C , K_H) düzenlemektedir.

2.5.3. Renk ölçümü

Renk seçimi, görsel ve cihaz kullanılarak yapılan ölçümler olmak üzere iki kategoriye ayrılır [136].

Görsel ölçüm

Seçilmiş belli sayıda hastanın bir çalışma için görme duyusuyla yaptığı ölçümdür [137]. Renklerin değerlendirilmesi, Munsell renk sistemine göre yapılmaktadır. Buna göre sırasıyla; “Value” değeri beyaz=10, siyah=0 arasında, “Chroma” veya “Saturasyon” değeri akromatik veya gri=0, yüksek oranda doymuş renk=18 arasında, en son “Hue” değeri standart skala yardımıyla temel 10 çeşit renk içinde seçilerek ölçüm 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 şeklinde adlandırılır [119].

Başka bir yöntemde ise, ölçüm yapan kişi numuneleri sıralayıp “1, 2 veya 3 ton farklı” şeklinde adlandırabilmektedir [138]. Renk skalaları yardımıyla rutinde, dental restoratif materyallerin renk seçimi, görsel olarak yapılmaktadır [139, 140]. Bu sistem görsel bir algılama olup tamamen subjektiftir. Bu nedenle, yeterince güvenilir değildir ve iyi sonuçlar vermez [141, 142].

Klinisyenin deneyimi, yaşı ve gözün sürekli aynı uyaran tarafından uyarılması sonucu oluşan göz yorgunluğu, renk körlüğü, kullanılan ışığın türü gibi etkenler hatalı renk seçimine sebep olabilir. Renk seçimi, farklı diş hekimleri arasında farklılıklar gösterdiği gibi, aynı diş hekiminin farklı zamanlarda aynı rengi farklı algıladığı da bildirilmiştir [129].

Cihazla ölçüm

Günümüzde, diş hekimliğinde renk ölçümü için kullanılan cihazlar; kolorimetreler, spektrometreler ve dijital fotoğraf makineleridir [143]. Cihazla yapılan ölçümler görsel yolla yapılan renk seçimine göre daha hızlı, objektif ve güvenilirdir [136]. Bunun yanı sıra cihazın yanlış kullanımı ve kalibrasyonunun hatalı yapılması ölçümde hatalı sonuçlara neden olabilmektedir [119].

1. Kolorimetre

Objedeki renk verilerini üç uyaranlı x, y, z değerleri veya CIE L*, a*, b* değerleri olarak standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak analiz eden cihazlardır. Hangi materyalin rengi ölçülecekse cihaz ona göre ayarlanmakta ve bu cisme göre matematiksel algoritmalar ile ölçüm yapılmaktadır [128].

Dairesel ölçüm geometrisine sahip cihaz, probu vasıtasıyla yüzeye temas ederek çalışır. Aydınlatma, titreşimli xenon flaş ile yapılır. Ortalama bir renk değeri için 3- 5 kez ölçüm yapılır ve veri kızılötesi ile cihaza aktarılır [143].

Kolorimetrelerin dezavantajları [129]

- Bu cihazlar, düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmıştır. Ancak dişler çoğunlukla düz yüzeye sahip değildir.
- Dar açıklığa sahip olan cihazlarda “edge-loss” diye tabir edilen, renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönememesi gibi problemler yaşanmaktadır.

2. Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış ve renk üretimi uygulamalarında sık kullanılan cihazlardır. Spektroradyometrik yöntemlerde temel dayanak ise, objelerin elektromagnetik bölgelerde kendine özgü bir yansıma (yansıtma/parlaklık) değerlerinin bulunmasıdır [129].

Gerçek görüş şartlarında ölçüm sonuçlarını gerçekleştirebilmesi bu cihazın avantajı iken, ölçüm pozisyonundaki küçük bir değişikliğin sonuçta büyük farklılıklara neden olması dezavantajıdır [128]. Bu sistemde, spektroradyometre ve obje arasında açıklık olmadığından “edge loss” etkisi kaldırılmaya çalışılmıştır [144].

3. Spektrofotometreler

Renk ölçümünde en sık kullanılan aletlerdir. Çoklu sensör adı verilen spektrofotometrik sistem ile çalışmaktadır. İçerisinde birçok dalga boyunda ölçüm yapabilmesi için çok sayıda sensör bulunmaktadır [137] (Resim 2.7). Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranlanarak ölçülmesi işlemine dayanmaktadır. Cismin renk parametreleri, spektral yansıtma fonksiyonu ile hesaplanmaktadır [145].



Resim 2.7. Renk ölçüm cihazı spektrofotometre

Spektrofotometreler, bilimsel çalışmalarda, daha profesyonel alanlarda, kalite kontrolde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadır [146]. Diş hekimliğinde ise tam protezlerin, porselen restorasyonların, yapay dişlerin ve dental materyallerin renklerinin ve renk değişimlerinin tespitinde kullanılmaktadır [147].

Spektrofotometrenin avantajları;

- Metamerizmi ayırt edebilmektedir.
- Çoklu sensör sistemiyle insan gözüyle algılanamayan renkler algılanabilir [146].
- Tutarlı ve güvenilir sonuçlar verir.
- Objektiftir.
- Uzun süre doğru ve standartlara uygun sonuçlar verir.

Spektrofotometrelerin dezavantajları;

- Klinik olarak uygulamaları kısıtlıdır.
- Pahalıdır.
- Standardizasyonu güçtür [148].

4. Dijital Kameralar

Renk ölçümünde dijital kameraların kullanımı son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesi sistemin en önemli avantajıdır [149].

Dijital kameranın dışında, bağlı olduğu bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen meydana gelmektedir. Objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri CIE Lab cinsinden ifade etmektedir [150].

Bu cihazla tüm renkleri içeren bir görüntü elde etmek ve ışığın temeli olan üç renkte bakabilmek için filtreler kullanılır ve her bir piksele üç renk kaydedilir [149]. R, G, B (Red, Green ve Blue) X, Y, Z tristimulus değerlerinin bir formül ile hesaplanması ile ifade edilmektedir [11]. Kamera algılayıcıları, CIE'nin standart gözlemcisi ile aynı spektral hassasiyete sahip olmadığı için kameradaki RGB değerleri, CIE'nin XYZ değerleri ile eşleşmez. Bu nedenle ölçüm yapılırken, kameranın RGB değerleri CIE'nin XYZ değerleri ile uyumlu hale getirilmelidir. Bu işleme kamera kalibrasyonu adı verilir [14].

Yamanel ve diğerleri [151] farklı kompozit materyallerinin farklı 10 renginin farklılıklarını inceledikleri bir araştırmada, kolorimetre ve dijital analiz yöntemini kullanmışlardır. Sonuçta dijital fotoğraf ile analiz yöntemi otograf ile analiz yöntemine göre oldukça başarılı bulunmuştur [151].Yine başka bir çalışmada, dijital fotoğraf ile analiz yöntemi görsel renk ölçüm yöntemine göre daha başarılı bulunmuştur [152].

2.5.4. Renk skalaları

Renk skalaları doğal dişlerin renklerini belirleyerek restorasyonların doğal dişlerle aynı renkte olmasını sağlamaktadır. Doğal dişlerle uyum, mantıksal bir dizilim, renk aralığında yeterli bir dağılım, dental materyaller (kompozit, porselen) ve renk skalası arasında tutarlılık skalalarda istenen özelliktir [153].

Objektif bir yöntem değildir. Klinisyenin yaşı, deneyimi, gözdeki yorgunluk, renk körlüğü gibi rahatsızlıklar ve klinik koşullar renk seçiminde hatalı sonuçlara neden olabilmektedir [154]. Skalalardaki renkler doğal diş rengini tam yansıtamamakta ve yetersiz kalmaktadır. [155] (Resim 2.8)



Resim 2.8. Renk skalaları

Günümüzde çok sayıda farklı renk skalası mevcuttur. Vita Klasik, Ivoclar Chromascop ve Vita 3D- Master günümüzde en yaygın ve popüler renk rehber sistemleridir. Vitapan klasik renk skala sisteminde, ton harfler (A: Kırmızımsı kahverengi, B: Kırmızımsı sarı, C: Gri, D: Kırmızımsı gri) ile belirtilen gruplar halinde kategorize edilmiştir. Chromascop Sistemi renkleri tanımlamak için harf yerine numaralar (100 – Beyaz, 200 – Sarı, 300 –Turuncu, 400 – Gri, 500 – Kahverengi) kullanılmaktadır. Vitapan 3D Master, geleneksel harf/numara sınıflandırmasından farklı, özel bir sistemdir [119].

Klinik işlemlerde rutin dental restoratif materyallerin renk seçiminde renk skalaları kullanılmaktadır [144]. Fakat yapılan bazı çalışmalar sonucunda renk skalalarının yetersiz olduğu görülmüştür. Beyaz ve translusent renkler için özellikle yetersiz sonuç verdikleri bildirilmiştir [156].

Rengin görsel belirlenmesindeki standardizasyon eksikliği ve kişiler arasındaki farklılıklar, renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir [136].

2.6. Yüzey Pürüzlülüğü

Materyalin elde edilmesi ve üretilmesi sonrası yüzey dokusunda oluşan düzensizlikler yüzey pürüzlülüğü olarak tanımlanmaktadır [128]. Yüzey pürüzlülüğü estetik, biyolojik uyum, restorasyonların renklenmesi ve plak birikimi açısından önemlidir.

Yapılan çalışmalarda düzgün restorasyon yüzeylerinin sürtünmeyi azaltarak oluşabilecek aşınmaları engellediği ve aynı zamanda kırılma riskini azalttığı rapor edilmiştir [157].

2.6.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri

Tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif (nitel), yüzey profili analizi (Profilometre) gibi kantitatif (sayısal) metodlarla ve son yıllarda yeni bir teknik olan atomik kuvvet mikroskobu (AKM) ile de yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmaktadır [158].

Konvansiyonel profilometreler

Ölçüm yüzey düzensizliklerini ve değişimlerini tespit etmek ve kaydetmek için ölçülen obje üzerinde sürüklenen bir uç ile yapılmaktadır. Bu tekniğin önemli bir limitasyonu, ölçüm ucunun yüzeye dik olmasıdır [159]. Sensör, makinenin dönüştürme sistemini referans alarak dikey eksenindeki yükseklik farklılıklarını hesaplar. Bu yüzden ölçüm yapılan yüzeyin ölçüm yapılan düzleme paralel olması ve sensörün eksen dönüştürme ayarı önemlidir [160]. Profilometrelerde değerler, dijital ve analog donanım ile yazılım kullanılarak kaydedilebilmektedir [161].

Profilometreler ile yüzey ölçümlerinde çok sayıda parametre kullanılmaktadır. Bu parametrelerden en önemli ve sık kullanılanı şunlardır;

R_a; Yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü,

R_z; Yüzeydeki en yüksek uçların ortalamalarını,

R_{pm}; Yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade etmektedir.

R_{pm}: *R_z* oranı da profil şekli hakkında önemli bir bilgi verir. Bu değer 0,5' ten büyük ise keskin kenarlı profili, 0,5' ten küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir [162].

Genellikle bu parametrelerden *R_a* yüzey pürüzlülüğü olarak ifade edilmektedir [163].

Lazer uçlu profilometreler

Konvansiyonel profilometredeki yüzey teması olmaksızın yüzey tamamen kopya edilebilmektedir [164]. Yüzey paralel olarak lazerle otomatik olarak taranmaktadır. Bu taramanın sonunda R_a ve LR olmak üzere 2 değer elde edilmektedir. R_a ortalama yüzey pürüzlülüğünü, LR ise boyutsal bir parametre olup doğru profil uzunluğu oranını belirler. İdeal pürüzsüz yüzey için $LR=1$ olmalıdır [165].

Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu veya SEM (Scanning Electron Microscope), çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışmaktadır. Manfred Von Ardenne öncülüğünde 1930' lu yıllarda geliştirilmiştir. En sık kullanıldığı biçimiyle, yüzeyden yayılan ikincil elektronlarla yapılan ölçüm, özellikle yüzeyin engebeli (topografik) yapısıyla ilişkili bir görüntü oluşturmaktadır [166] (Resim 2.9).

Tarama işleminden önce örnekler ultrasonik temizleyicide temizlenir. Sonrasında konsantrasyonu artırılan etanol ile dehidratasyona ve ardında kimyasal kurutma işlemine tabi tutulur. Örnekler alüminyum kalıplara oturularak altın püskürtme işlemiyle altın ile kaplanır [167].



Resim 2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM)

İkincil elektronlar ilk ışık demetinin örnek yüzeyinin taranması ve etkileşime girmesi sonucu oluşur. Yüzeyin topografik değişimleri, kompozisyonu ve yapısı hakkında ikincil

elektronların miktarına bağlı olarak bilgi alınır [166]. Tarama öncesi örnekler ince bir metalle kaplanır. Elektronların yüzeyi taramasıyla saçılan ikincil elektronlar, özel dedektörlerle yakalanır. Dedektör tarafından yakalanan sekonder elektronlar elektrik akımına dönüştürülür. Daha sonra, katot tüpüne bu elektriksel sinyal gönderilir ve oluşan görüntü bilgisayar ekranından kaydedilir [168].

Taranan noktalardan toplanan sinyaller, kuvvetlendiricilerden geçirilir ve her nokta görüntü ekranında numune üzerindeki konumuna karşılık gelen noktada parlaklık şiddetine göre belirlenir. Numune üzerindeki herhangi bir noktanın S şiddetli sinyali X ve Y koordinatları ile ekran üzerine taşınması ve bu noktaların ekran üzerinde birleşmesiyle tarama elektron mikroskobu görüntüsü oluşur [169].

Atomik kuvvet mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu (AKM) çok yüksek çözünürlüklü bir taramalı kuvvet mikroskobudur. AKM 1980’de Binning ve Rohrer tarafından Zürih’te geliştirilmiştir.

Keskin nanometre boyutlu bir uç kullanılarak yüzey taranır, ince özelliklerin daha iyi çözümü sağlanabilir. Özel ölçümlerin yapılması ve pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi ile sağlanan veriler kullanılarak topoğrafik bilgi 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde saklanabilir [164].



Resim 2.10. Atomik kuvvet mikroskobu

Gezici uç numune üzerinde gezdirilirken düşey doğrultuda meydana gelen hareketler gezici ucun bağlı olduğu desteğin ters yüzüne gönderilen bir lazer ışını yardımıyla ölçülür (Resim 2.10). Destekten yansıyan lazer ışını, desteğin yaptığı düşey doğrultudaki hareket nedeniyle detektörde farklı noktalara düşer. Detektör pozisyona duyarlı olduğu için elde edilen şiddet bilgisi desteğin düşey doğrultudaki hareketini dolayısıyla da numune yüzeyinin topoğrafyasını gösterir.

Bu yöntem, nanometrik çözünürlükte 3 boyutlu görüntü elde edilmesi vakum veya örneklere özel bir işlem (kaplama vb) gerektirmemesi gibi avantajlara sahiptir. Tarama hızının düşük olması, ve andırkatları belirleyememesi ise dezavantajlarıdır [170].

Yüzeylerin görüntüleri gibi kalitatif bilgilerin ve örneklerin yüzey pürüzlülüğü gibi kantitatif bilgilerin kaydedilmesini, ince AKM ucu (uç yarıçapı, 20 nm) sağlamaktadır [171].

2.7. Isısal Döngü

Restorasyonlarda kullanılan materyallerin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerine ağız ortamında meydana gelen termal değişikliklerin önemli bir etkisi bulunmaktadır. Isısal döngü işlemi, ağız içindeki ısı değişikliklerinin materyaller üzerindeki *in-vivo* yaşlandırma etkisini simule etmek için materyallerin sıcak ve soğuk su banyoları arasındaki döngüsü şeklinde uygulanan *in-vitro* yaşlandırma yöntemidir [172]. 1952 yılından beri dental araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır [173]. Ağız içindeki sıcaklığın alınan gıda ve içeceklerin etkisiyle 0-70°C arasında, restorasyonların iç yüzeyinde ise 9-52°C arasında değiştiği bildirilmiştir [174]. Isısal döngü uygulaması genellikle ağız içinde görülen sıcaklık değişimini taklit etmek için 5°C-55°C arasında döngüler uygulanacak şekilde yapılmaktadır [175].

Bu çalışmanın amacı, 3 farklı estetik CAD/CAM materyallerine farklı polsaj işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve renk stabilitesine etkisini incelemektir. Çalışmamızdaki hipotezlerimiz:

1. CAD/CAM materyallerinin polisaj işlemlerinde farklı polisaj yöntemlerinin kullanılması yüzey pürüzlülüğü değerlerinde yöntemler ve materyaller arasında farklılıklara neden olmayacaktır.
2. Isısal döngü işleminin CAD/CAM materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi olmayacaktır.
3. CAD/CAM materyallerinin polisaj işlemlerinde farklı polisaj yöntemlerinin kullanılması renk farkı değerlerinde yöntemler ve materyaller arasında farklılıklara neden olmayacaktır.
4. Isısal döngü işleminin CAD/CAM materyallerinin renk stabilitesi üzerine etkisi olmayacaktır.

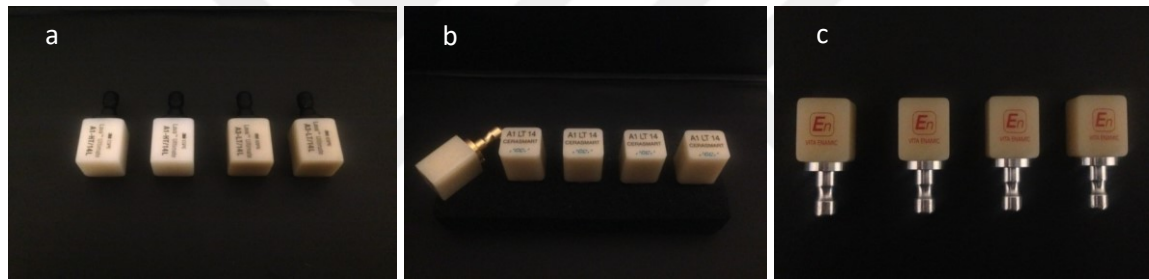


3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı.

3.1. Kullanılan Materyaller

Üç farklı CAD/CAM materyaline farklı polisaj işlemleri uygulanarak yapılan bitirme ve polisaj işlemlerinin materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkilerinin incelendiği çalışmamızda kullanılan CAD/CAM blokları Resim 3.1'de ve içerikleri Çizelge 3.1' de gösterildi.



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM hibrit seramik blokları a. Lava Ultimate, b. Cerasmart, c. Vita Enamic

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklarının içerikleri

Materyal	Ticari isim	Renk	Üretim no	Üretici firma	Kompozisyon
Nano hibrit seramik	Lava™ Ultimate	A1-HT	N641525	3M Espe, Seefeld, Almanya	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, ağırlıkça %80 SiO ₂ (20 nm), ZrO ₂ (4-11 nm), ZrO ₂ /SiO ₂ kümeleri
Nano hibrit seramik	GC Cerasmart™	A1-HT	1502121	GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika	Bis-MEPP, UDMA, DMA, ağırlıkça %71 silika (20 nm), baryum cam (300 nm) nano partikülleri
Rezin infiltre seramik	Vita Enamic®	1M1-HT	43660	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	UDMA, TEGDMA, %86 alüminyum oksit ile zenginleştirilmiş cam seramik

BisGMA: Bisfenol A diglisidileter dimetakrilat; UDMA: Üretan dimetakrilat; BisEMA: Etoksile bisfenol A dimetakrilat; TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat; BisMEPP: 2,2- Bis(4-Metakriloksi-polioksifenil) propan; DMA: dodesil dimetakrilat.

3.2. Kullanılan Polisaj Materyalleri

Çalışmamızda kullanılan bitirme ve polisaj materyalleri Çizelge 3.2’ de belirtildi.

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan polisaj materyalleri

Materyal	Marka	Üretim no	Üretici firma
Alüminyum oksit içerikli bitirme ve polisaj diski	Sof-Lex	N629212	3M Espe, Seefeld, Almanya
Elmas dolduruculu pat	Dia Polisher Pat	1504081	GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika
Elmas cila diski	Diacomp Plus Twist	304680	GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika
Silikon cila lastiği	Polydentia	P 5560	Polydentia SA, Mezzovico, İsviçre

Bitirme ve polisaj diski (3M Espe Sof-Lex)

Farklı direkt ve indirekt restorasyonların bitim ve cilalanmasında kullanılmak üzere piyasaya sürülmüşlerdir. Üretici firma tarafından kompozit, rezin modifiye cam iyonmer, bis-akrilik geçici materyaller, değerli metaller, rezin nano seramik ve Lava Ultimate CAD/CAM restorasyonlarında kullanılmaları önerilmiştir. Özgün, esnek şekilleri sayesinde konveks, düzensiz ve konkav diş yüzeylerine kolayca adapte oldukları ifade edilmiştir. Ayrıca alüminyum oksit ile kaplanmış bu disklerin kalın, orta, ince ve süper ince olmak üzere sırasıyla kuru bir şekilde kullanılması tavsiye edilmiştir (Resim 3.2).



Resim 3.2. 3M Sof-Lex Disk Seti

Elmas aşındırıcılı cila diski(Eve Twist Diacomp kompozit diski)

%100 elmas içerikli olup, kompozit restorasyonların polisajı için önerilmiştir (Resim 3.3). Üretici firma oklüzal yüzeyler dahil tüm yüzeyler için kullanıma uygun olduğunu, polisaj öncesi pürüzsüz yüzey ve yüksek parlaklık sağladığını iddia etmektedir.



Resim 3.3. Elmas cila diski (Eve Twist Diacomp Plus)

Elmas dolduruculu pat (Gc Dia Polisher Pat)

İnce elmas parçacıklar (1µm) içermektedir. Üretici firma tarafından direkt ve indirekt kompozit restorasyonlarda yüksek bir parlaklık sağladığı iddia edilmekte ve polisaj işlemlerinde son basamak olarak kullanımı önerilmektedir (Resim 3.4).



Resim 3.4. Elmas dolduruculu polisaj patı (GC Diapolisher pat) ve patın uygulamasında kullanılan keçe

Silikon cila lastiği (Polydentia sarı lastik)

Yüksek parlaklıkta polisaj için içeriğinde silikon parçacıkları bulunduran cila lastikleridir (Resim 3.5).



Resim 3.5. Silikon cila lastiği (Polydentia)

Zımpara

Örneklerin tesviye ve polisaj işlemleri, zımparalama ve parlatma cihazı (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye) ile uygulandı (Resim 3.6). Cihaz 20-600 devir/dakika arasında ayarlanabilir hız seçimine sahiptir. Devir hızı, dijital olarak kontrol edilebilmektedir. Diskleri iki yönlü dönüş özelliğine sahiptir ve çapları 250 mm'dir. Debisi ayarlanabilen su, çok sayıda noktadan manyetik bir valf yardımıyla parlatma tablası üzerine püskürtölmektedir. Estetik CAD/CAM materyallerine ait örneklere #1000 gridlik ve #4000 gridlik silikon karbid kağıtlarla zımparalama işlemi yapıldı.



Resim 3.6. Tesfiye ve zımparalama cihazı

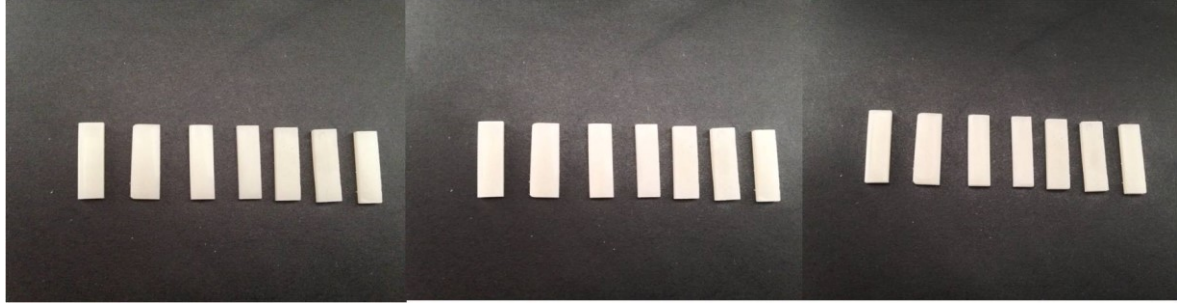
3.3. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan A1 renkli CAD/CAM bloklar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda düşük hızlı kesit alma cihazında (Metkon Micracut 201, Bursa, Türkiye) $4 \times 9 \times 1,5 \text{ mm}^3$ boyutlarında olacak şekilde dilimlendi.

Her bir CAD/CAM bloğundan 70'şer adet örnek elde edildi. Örnekler kendi içinde uygulanacak polisaj yöntemlerine göre 5 alt gruba ayrıldı.



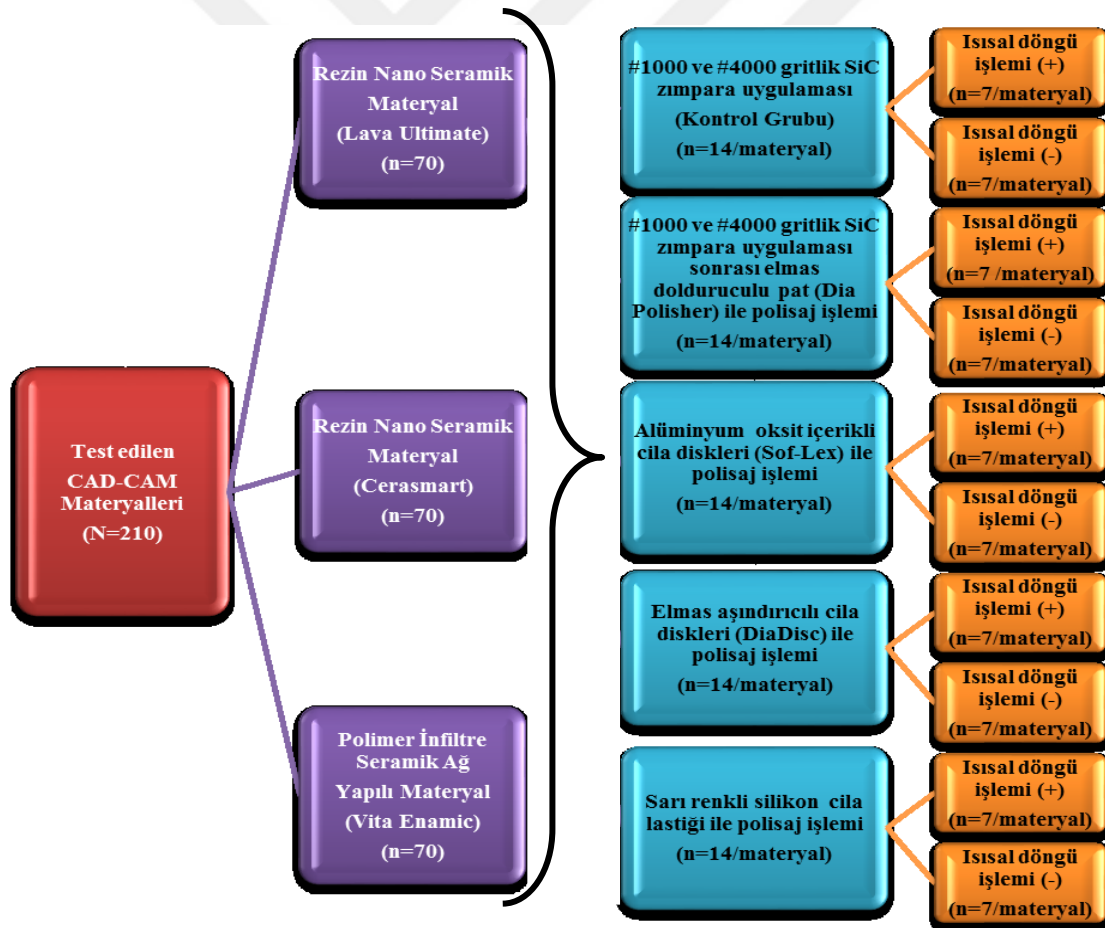
Resim 3.7. Düşük hızlı kesit alma cihazı



Resim 3.8. Kesit alınan örnekler. a) Lava Ultimate b) Cerasmart c) Vita Enamic

3.4. Örneklerle Uygulanan Polisaj Yöntemleri

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri, uygulanan polisaj yöntemleri ve çalışma planını gösteren şema Şekil 3.1’ de verildi.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri, uygulanan polisaj yöntemleri ve çalışma planını gösteren şema

Kontrol grubunu oluşturan örneklere sırasıyla zımpara cihazında (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye) önce #1000 gridlik, ardından #4000 gridlik silikon karbid zımpara kağıtları 10' ar sn süre ile su soğutması altında uygulandı.

Zımpara uygulaması sonrası elmas dolduruculu pat (Dia Polisher) ile polisaj işlemi yapılan grupta örneklere öncelikle zımpara cihazında #1000 gridlik ve #4000 gridlik silikon karbid zımpara kağıtları su soğutmasıyla uygulandı. Ardından her bir örneğe elmas dolduruculu pat elektrikli mikromotora (Kavo Duratec 2068, Biberahc/Riss, Almanya) takılan keçe fırça ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda 10000 rpm' lik hızla uygulandı.

Alüminyum oksit içerikli cila diskleri ile polisaj yapılan örneklere, farklı grenlere sahip polisaj diskleri (3M Sof-Lex) üretici firmanın önerileri doğrultusunda kalın grenliden ince grenliye doğru turuncu diskler 10000 rpm, sarı diskler ise 30000 rpm sabit hızda 15 saniye süre ile elektrikli mikromotor kullanılarak uygulandı.

Elmas aşındırıcılı cila diskleri (Dia Disk) ile polisaj işlemi yapılan örneklere üretici firmanın önerileri doğrultusunda önce pembe ardından gri renkli elmas aşındırıcılı cila diski elektrikli mikromotor cihazı kullanılarak 15 sn süre ile susuz uygulandı.

Sarı renkli silikon cila lastiği (Polydentia) uygulanan örneklere üretici firmaların önerileri doğrultusunda 10000 rpm hızda elektrikli mikromotor kullanılarak uygulandı.

3.5. Isısal döngü

Çalışmada farklı polisaj metodları uygulanan örneklerin yarısına yüzey pürüzlülüğü işlemi öncesi, diğer yarısına ise ikinci renk ölçümü öncesi ısısal döngü işlemi uygulandı. Isısal döngü için Ankara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan cihaz (Sd Mechatronic Thermocycler Seelback Almanya) kullanıldı (Resim 3.9).

Cihaz farklı ısıdaki iki ayrı su tankından, örnekleri taşıyan tel örgülü sepetlerden ve ısısal döngü işleminin sayısını otomatik olarak kontrol eden elektronik kumanda bölümünden oluşmaktadır (Resim 3.10). Örnekler, küçük fileler içersinde sepetlere yerleştirildi ve ısısal döngü cihazında her su banyosunda 10 sn bekletme ve banyolar arasında 5 sn ara olacak şekilde 5-55 °C' lik su içerisinde 5000 kez ısısal döngüye tabi tutuldu.



Resim 3.9. Isısal döngü cihazı



Resim 3.10. Örneklere ısısal döngü uygulaması

3.6. Örneklerin Yüzey Temizliği

Yüzey pürüzlülüğü ve renk ölçümü öncesi yüzey işlemleri tamamlanan örnekler üzerlerinde artık madde kalmaması için distile su ile ultrasonik temizleyicide 10 dk süreyle temizlendi (Resim- 3.11) .



Resim 3.11. Ultrasonik temizleme aleti

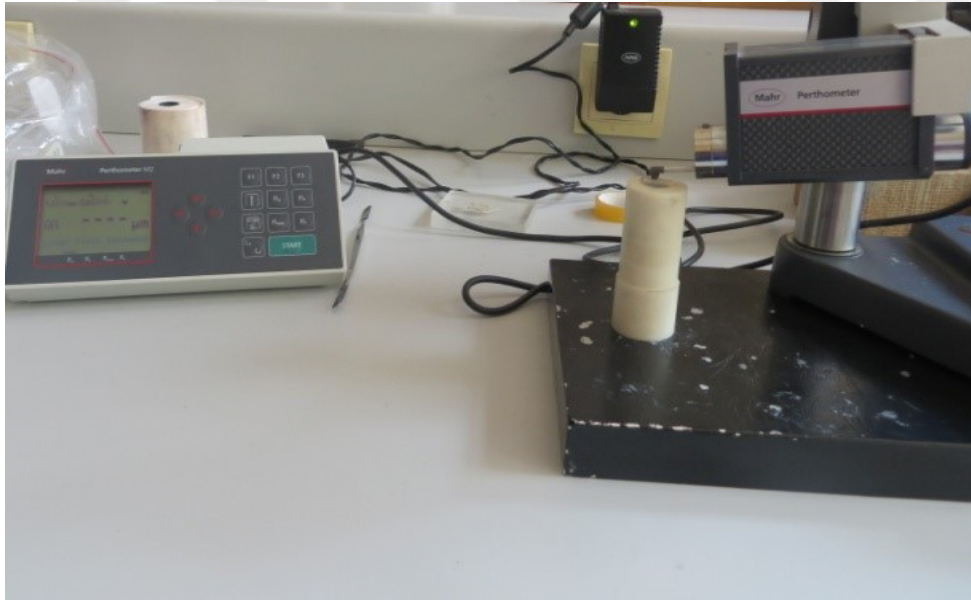
3.7. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

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) ile yapıldı (Resim 3.12).

Yüzey pürüzlülük ölçümlerinden önce cihaz, her örnek grubu için kalibre edildi. Kalibre edildikten sonra “cut-off” değeri 0,25 mm olarak ayarlandı. Bu değer, ölçüm sırasında yüzeyin 0,25 mm aralıklara bölünerek verilerin elde edilmesi anlamına gelmektedir. 100 μm ölçüm menziline sahip NHT-6 tarayıcı iğne ölçme probu olarak kullanıldı.

Tarayıcı uç, EN ISO 3274 standardına uygun, 2 $\mu\text{m}/90^\circ$ tarayıcı yapısındadır. Ölçme kuvveti ise yaklaşık 0.7mN’dir.

Yüzey işlemleri tamamlanan örneklerin her biri için 3 ölçüm yapılarak ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri kaydedildi (Resim 3.13).



Resim 3.12. Profilometre cihazı



Resim 3.13. Örnek yüzeylerinin profilometre ile ölçülmesi

3.8. Renk ölçümü

Örneklerin renk ölçümünde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Minolta Chromascop kolorimetre cihazı (Minolta CR-321, Osaka, Japonya) kullanıldı (Resim 3.14).

Minolta CR-321 cihazı yüzeylerin yansıyan renklerini, kompakt tristimulus renk analizleri ile ölçmektedir. 3 mm'lik ölçüm alanı içerir. 45° çevresel aydınlatması ve 0° görüş açısı vardır. Ölçüm yüzeyini aydınlatan atımlı xenon ark lamba içermektedir. Cihaz küçük hataları, otomatik olarak telafi edebilmekte ve ölçümleri, $L^*a^*b^*$ veya XYZ tristimulus şeklinde verebilmektedir.

Kalibrasyon işlemi, kalibrasyon plağı kullanılarak her seferinde aynı ortamda gerçekleştirildi. Örnekler polisaj işlemine tabi tutulduktan sonra birinci renk ölçümleri yapıldı. Renk ölçümü yapılan örneklerin ikinci renk ölçümleri ısısal döngü işlemi uygulandıktan sonra yapıldı. Renk ölçüm değerleri arasındaki fark CIEDE2000 renk farkı formülü kullanılarak hesaplandı.



Resim 3.14. Renk ölçüm cihazı (Minolta CR-321 Osaka Japan)

İstatistiksel değerlendirme

İstatistiksel değerlendirme SPSS 15 paket programı kullanılarak yapıldı. Bağımsız değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testiyle değerlendirildi. Varyansların homojenliği ise Levene testiyle incelendi.

Renk stabilitesi verilerinin homojen dağılım göstermemesi nedeniyle, test grupları arasındaki farkın önemi Kruskal-Wallis testi ile incelendi. Gruplar arasındaki farklılığın anlamlı bulunması halinde Mann-Whitney U parametrik olmayan karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan gruplar tespit edildi.

Yüzey pürüzlülüğü verilerinin homojen dağılım göstermesi nedeniyle, gruplar arasındaki farklılık çok yönlü ANOVA testi ile araştırıldı. Çok yönlü ANOVA sonucunda görülen farklılığın hangi gruplar arasında gerçekleştiği Tukey Çoklu Karşılaştırma Yöntemi ile değerlendirildi.

$p < 0,05$ önem seviyesinde sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğu kabul edildi. Çoklu karşılaştırma testlerinde Tip 1 hatanın kontrolü için Bonferonni düzeltmesi yapıldı.



4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Çizelge 4.1. CAD/CAM materyallerinin polisaj yöntemleri ve ısısal döngü uygulaması işlemlerine göre elde edilen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri

Materyal /polisaj yöntemi/ısısal döngü						
Bağımlı değişken: Ra						
Materyal	Polisaj yöntemi	Isısal döngü	Ortalama±SS	Standart sapma	95% güven aralığı	
					Üst sınır	Alt sınır
Lava Ultimate	Zımpara+Dia Polisher Pat	Yok	0,03±0,01	0,01	0,05	0,00
		Var	0,03±0,01	0,01	0,05	0,00
	Dia Disk	Yok	0,18±0,01	0,04	0,20	0,16
		Var	0,14±0,01	0,03	0,16	0,12
	Zımpara	Yok	0,06±0,01	0,02	0,08	0,03
		Var	0,06±0,01	0,01	0,08	0,04
	Sof-Lex	Yok	0,07±0,01	0,02	0,09	0,05
		Var	0,08±0,01	0,02	0,10	0,06
	Sarı Lastik	Yok	0,19±0,01	0,04	0,21	0,17
		Var	0,20±0,01	0,01	0,22	0,18
Cerasmart	Zımpara+ Dia Polisher Pat	Yok	0,03±0,01	0,02	0,05	0,01
		Var	0,03±0,01	0,01	0,05	0,01
	Dia Disk	Yok	0,16±0,01	0,07	0,18	0,14
		Var	0,17±0,01	0,03	0,19	0,15
	Zımpara	Yok	0,08±0,01	0,02	0,10	0,06
		Var	0,09±0,01	0,05	0,11	0,07
	Sof-Lex	Yok	0,09±0,01	0,02	0,11	0,07
		Var	0,11±0,01	0,05	0,13	0,09
	Sarı Lastik	Yok	0,15±0,01	0,04	0,17	0,13
		Var	0,12±0,01	0,03	0,14	0,10
Vita Enamic	Zımpara +Dia Polisher Pat	Yok	0,05±0,01	0,01	0,07	0,03
		Var	0,06±0,01	0,04	0,08	0,04
	Dia Disk	Yok	0,11±0,01	0,01	0,13	0,09
		Var	0,12±0,01	0,01	0,14	0,10
	Zımpara	Yok	0,08±0,01	0,02	0,10	0,06
		Var	0,07±0,01	0,02	0,09	0,05
	Sof-Lex	Yok	0,11±0,01	0,02	0,13	0,09
		Var	0,11±0,01	0,01	0,13	0,09
	Sarı Lastik	Yok	0,20±0,01	0,02	0,22	0,18
		Var	0,18±0,01	0,03	0,20	0,16

İstatistiksel analiz sonucunda estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerinin polisaj yöntemleri ve ısısal döngü uygulaması işlemlerine göre elde edilen yüzey pürüzlülüğü (R_a) ortalama, standart sapma, standart hata ,%95 güven aralığında alt sınır ve üst sınır değerleri Çizelge 4.1’de verilmiştir.

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre bağımlı ve bağımsız değişkenler arasındaki etkileşimi gösteren çok yönlü ANOVA tablosu Çizelge 4.2’ de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Yüzey pürüzlülüğü bulgularına ait çok yönlü ANOVA tablosu. R_a

Varyasyon Kaynağı	Tip III Kareler toplamı	Df	Kare ortalaması	F	Sig.
Düzeltilmiş model	0,59 ^a	29	0,021	25,525	0,000
Kesen	2,275	1	2,275	2813,600	0,000
Materyal	0,002	2	0,001	0,948	0,389
Polisaj yöntemi	0,512	4	0,128	158,309	0,000*
Isısal döngü	2,400E-005	1	2,400E-005	0,030	0,863
Materyal * Polisaj	0,072	8	0,009	11,109	0,000*
Materyal * Isısal döngü	0,000	2	0,000	0,245	0,783
Polisaj yöntemi *	0,003	4	0,001	1,050	0,383
Isısal döngü					
Materyal * Polisaj yöntemi *	0,009	8	0,001	1,439	0,183
Isısal döngü					
Hata	0,146	180	0,001		
Toplam	3,019	210			
Düzeltilmiş model	0,744	209			

a. R Kare = .804 (Uyumlanmış $R^2 = .773$). Bağımlı değişken: R_a (Anlamlılık düzeyi= $p < 0,05$)

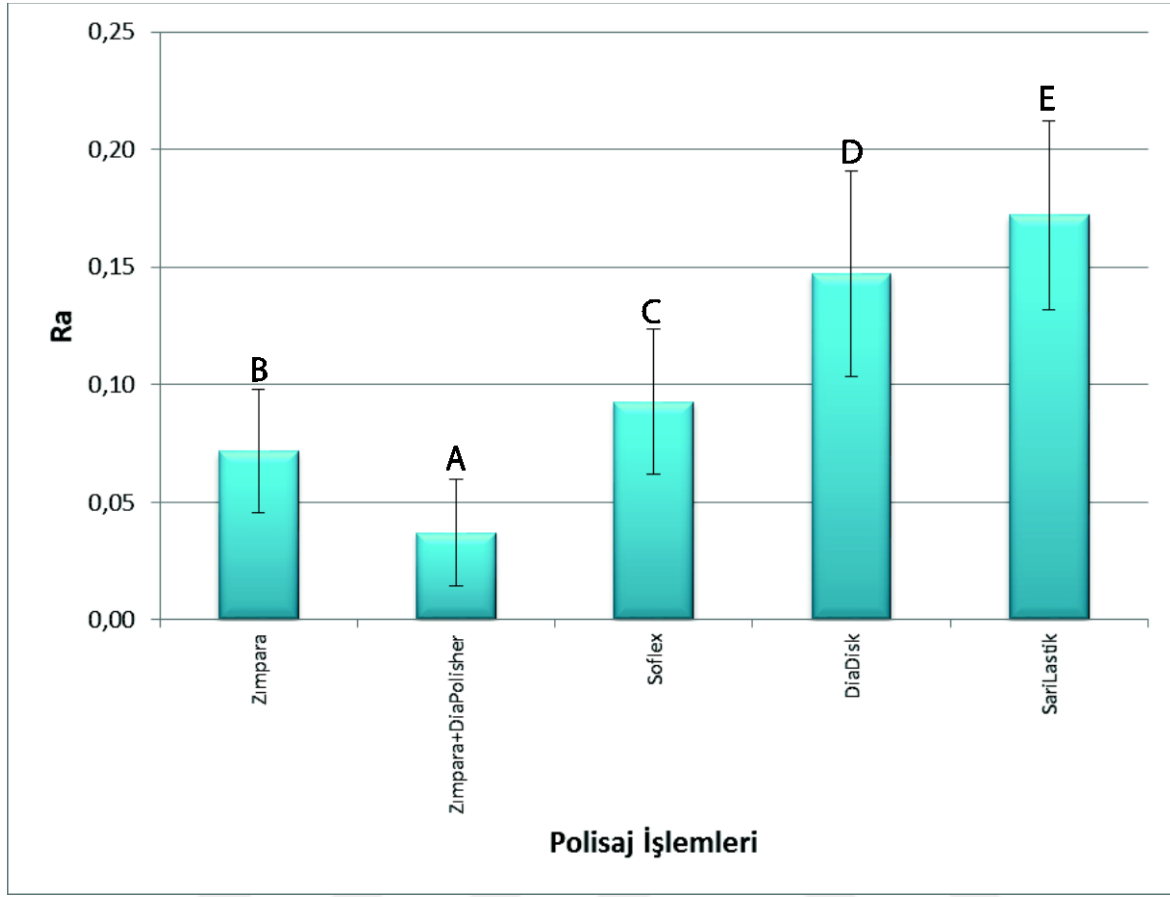
* İstatistiksel olarak anlamlı fark vardır.

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından estetik dental restoratif CAD/CAM materyalleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($F=0,948$; $p=0,389$). R_a değerleri açısından polisaj işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($F=158,309$; $p < 0,001$).

Polisaj yöntemlerine ait yüzey pürüzlülüğü değerleri aşağıdaki şekilde sıralanmaktadır:

Zımpara+Dia Polisher Pat < Zımpara < Sof-Lex Disk < Dia Disk < Sarı Lastik şeklindedir.

Polisaj işlemlerine ait yüzey pürüzlülüğü verilerinin dağılımı Şekil 4.1 verilmiştir.

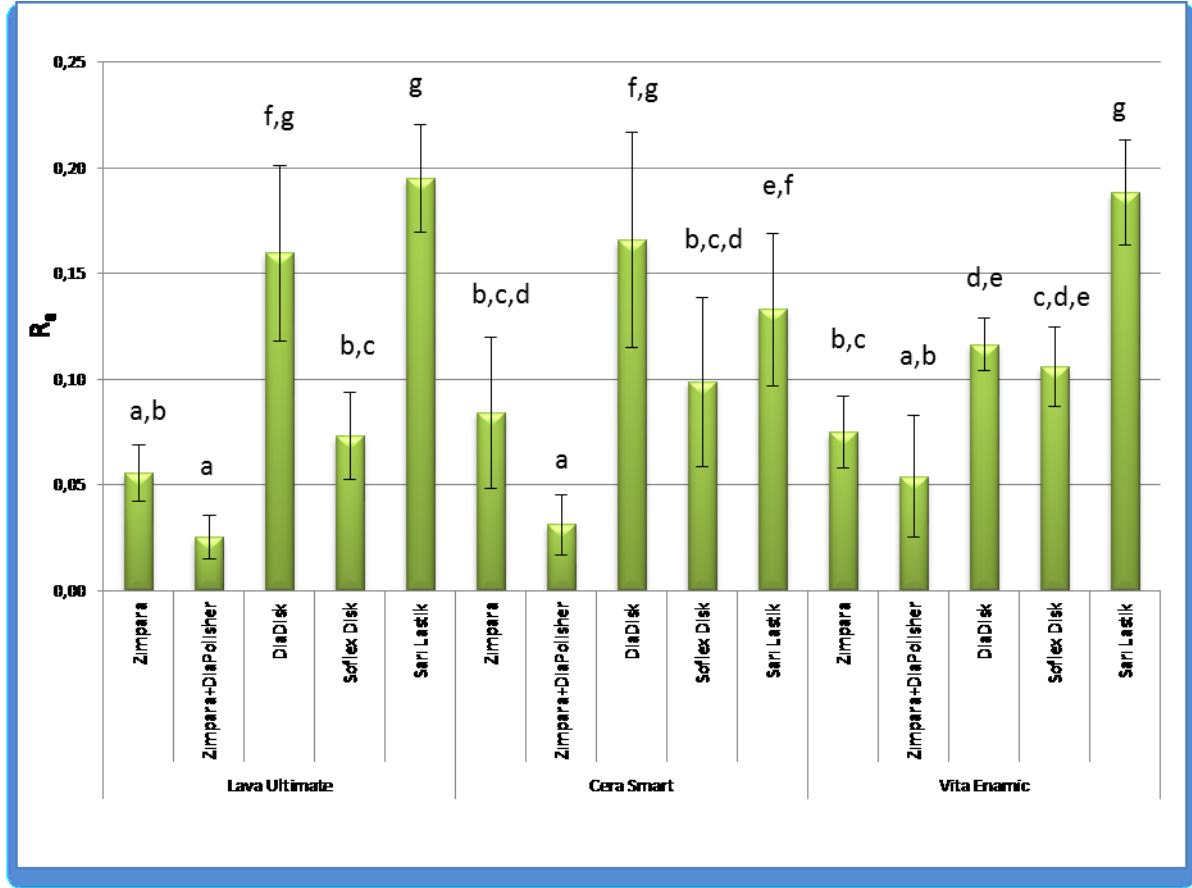


Şekil 4.1. Polisaj işlemlerine ait R_a değerlerinin dağılımı. Ayrı harfleri taşıyan gruplar arası istatistiksel fark önemlidir ($p < 0,05$).

Bununla birlikte ısısal döngü uygulama işleminin R_a değerleri üzerine etkisi olmadığı saptanmıştır ($F=0,03$; $p=0,863$).

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre ikili karşılaştırmalar incelendiğinde, materyal ve polisaj işlemlerinin R_a değerleri üzerine belirgin bir etkisi olduğu gözlenirken ($F=11,109$; $p < 0,001$), materyal ve ısısal döngü işlemleri birlikte değerlendirildiğinde R_a değerleri arasında farklılık olmadığı ($F= 0,245$; $p= 0,783$) görülmüştür. Benzer şekilde polisaj yöntemleri ve ısısal döngü işlemleri birlikte değerlendirildiğinde R_a değerlerinin istatistiksel olarak benzer olduğu ($F= 1,050$; $p= 0,383$) bulunmuştur.

Yüzey pürüzlülüğü değerlerine materyal ve polisaj işlemlerinin etkisinin dağılımı Şekil 4.2’ de verilmiştir.



Şekil 4.2. Materyal ve polisaj işlemlerine göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin dağılım grafiği. Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir ($p < 0,05$).

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre zımpara uygulanan örneklerde yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından materyaller arasında fark bulunmamıştır ($p=0,155$).

Zımpara sonrası elmas dolduruculu polisaj patı (Dia Polisher pat) uygulanan örneklerde yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından materyaller arasında fark bulunmamıştır ($p=0,244$).

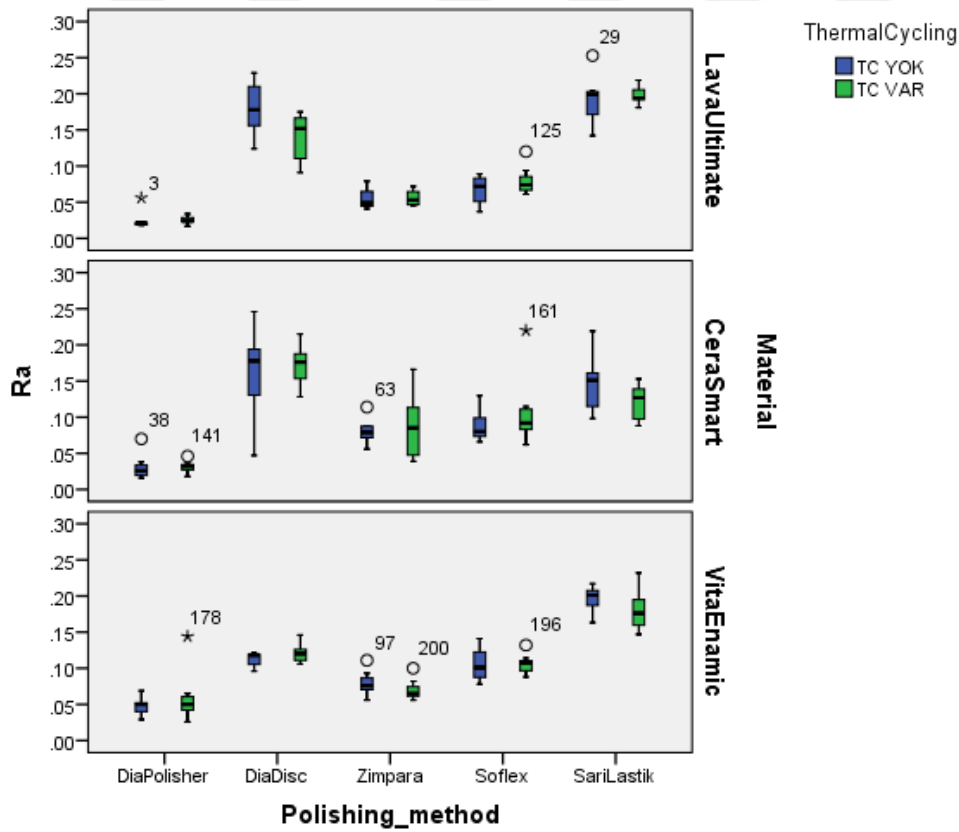
İki aşamalı elmas aşındırıcılı polisaj sistemi (Dia Disk) uygulanan örneklerden en az yüzey pürüzlülüğü değerleri Vita Enamic örneklerinde gözlenirken (Lava Ultimate için $p= 0,007$; Cerasmart için $p= 0,001$), Lava Ultimate ve Cerasmart örneklerinde benzer yüzey pürüzlülüğü saptanmıştır ($p=0,145$).

Alüminyum oksit diskler (Sof-Lex) ile polisaj yapılan örneklerde yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından materyaller arasında fark bulunmamıştır. ($p=0,168$).

Ayrıca sarı renkli silikon cila lastiği uygulanan örneklerden en az yüzey pürüzlülüğü değerleri Cerasmart örneklerinde görülürken (Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinin her ikisi için de $p < 0,001$), Lava Ultimate ve Vita Enamic örneklerinde benzer yüzey pürüzlülüğü değerleri saptanmıştır ($p=0,076$).

Çoklu karşılaştırmalar değerlendirildiğinde; materyal, polisaj işlemi ve ısısal döngü işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri üzerine bir etkisinin olmadığı bulunmuştur ($F= 1,439; p=0,183$).

Isısal döngü uygulama işlemine göre CAD-CAM materyalleri ve polisaj işlemlerine ait yüzey pürüzlülüğü verilerinin dağılımı Şekil 4. 3' te verilmiştir.



Şekil 4.3. Isısal döngü uygulama işlemine göre CAD-CAM materyalleri ve polisaj işlemlerine ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin dağılımı

4.2. Renk Stabilitesi Testi Bulguları

Estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait renk değişim değerlerinin ortalama, ortalamaya ait %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum, standart sapma, standart hata, ortanca, ortancaya ait minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4. 3' te verilmiştir.

Çizelge 4.3. Estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait renk değişim değerleri

Materyal	Ortalama	Ortalamaya ait % 95 güven aralığı		Standart sapma	Standart hata	Ortanca	Ortancaya ait minimum	Ortancaya ait maksimum
		Minumum	Maksimum					
Cerasmart	0,63	0,55	0,71	0,35	0,04	0,62	0,09	1,56
Lava Ultimate	0,52	0,47	0,56	0,21	0,02	0,49	0,13	0,87
Vita Enamic	0,82	0,70	0,94	0,54	0,06	0,70	0,21	2,21

İstatiksel analiz sonucuna göre estetik dental restoratif CAD/CAM materyalleri arasında renk değişim (ΔE_{00}) değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmuştur (Ki-Kare=11,215; $p < 0,05$). Polimer infiltre seramik ağ yapılı Vita Enamic materyalinde, rezin nano seramik yapılı Lava Ultimate materyaline göre belirgin olarak daha fazla renk değişimi olduğu saptanmıştır ($Z=-3,256$; $p < 0,05$).

Uygulanan polisaj işlemlerine göre renk değişim değerlerinin ortalama, standart sapma, ortalamaya ait %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum, ortanca, ortancaya ait minimum ve maksimum, standart hata değerleri Çizelge 4. 4'te verilmiştir.

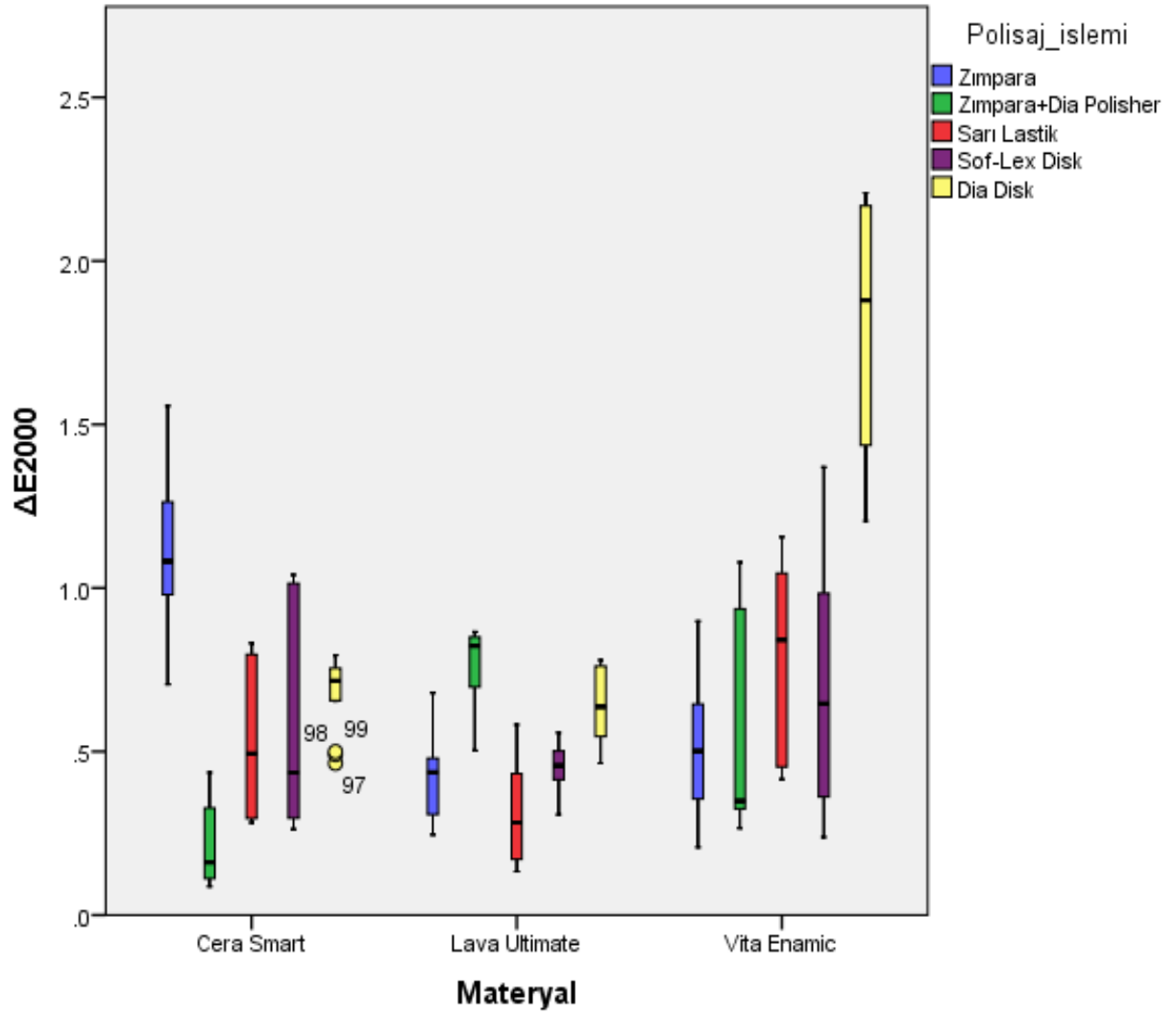
Çizelge 4.4. Uygulanan polisaj yöntemlerine göre renk değişim değerleri

Polisaj yöntemi	Ortalama	Ortamaya ait % 95 güven aralığı		Standart sapma	Standart hata	Ortanca	Ortancaya ait minimum	Ortancaya ait maksimum
		Minumum	Maksimum					
Zımpara	0,68	0,57	0,79	0,36	0,05	0,64	0,21	1,56
Zımpara +Dia Polisher Pat	0,55	0,46	0,64	0,31	0,04	0,47	0,09	1,08
Sarı Lastik	0,55	0,46	0,63	0,30	0,04	0,46	0,13	1,16
Sof-Lex Disk	0,58	0,49	0,66	0,32	0,04	0,46	0,24	1,37
Dia Disk	0,99	0,81	116,34	0,57	0,09	0,75	0,46	2,20

İstatistiksel analiz sonucuna göre renk değişim (ΔE_{00}) değerleri açısından polisaj işlemleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur (Ki-Kare=25,724; $p<0,05$).

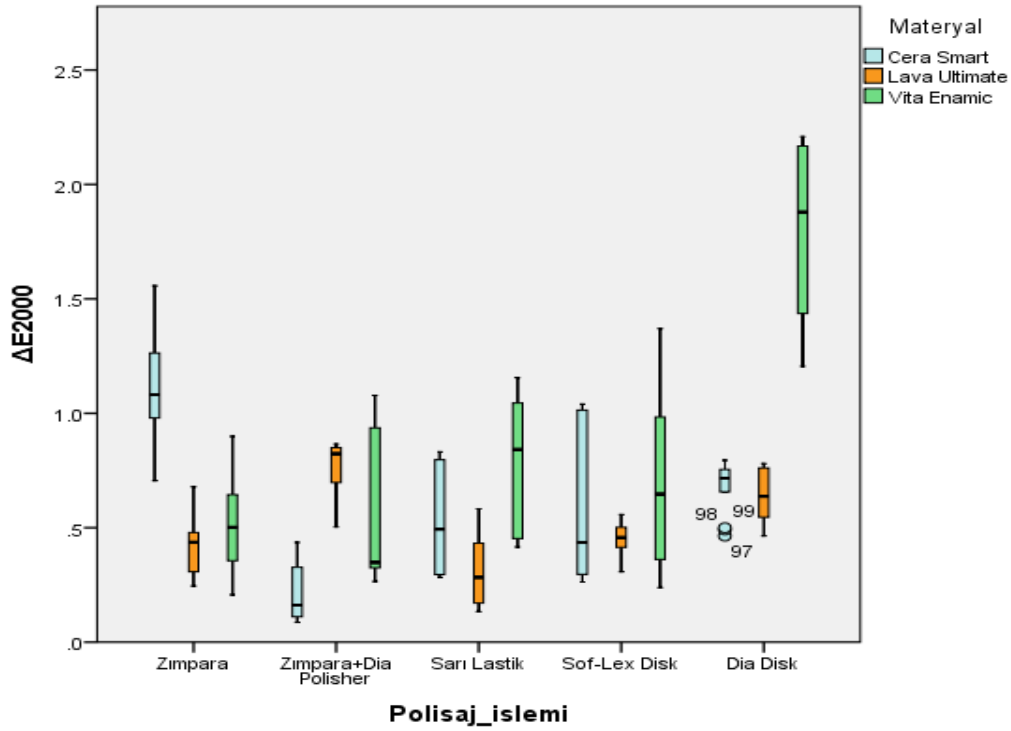
Dia Disk ile polisaj uygulanan örnekler zımpara ile polisaj yapılan örneklerden daha fazla renk değişimi göstermiştir ($Z=-2,829$; $p<0,05$). Buna ilaveten Dia Disk ile polisaj yapılan örnekler, zımpara ve Dia Polisher polisaj patı uygulanan örneklere göre daha fazla renk değişimi sergilemiştir ($Z=-3,276$; $p<0,05$). Ayrıca Dia Disk ile polisaj yapılan örneklerde, sarı lastik uygulanan örneklere göre belirgin olarak daha fazla renk değişimi olduğu gözlenmiştir ($Z=-4,365$; $p<0,001$). Bununla birlikte, dia disk ile polisaj yapılan örneklerde Sof-Lex disk uygulanan örneklere göre daha fazla renk değişimi görüldüğü bulunmuştur ($Z= -4,439$; $p<0,001$).

Isısal döngü işlemi uygulandıktan sonra polisaj işlemlerine göre estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerlerinin dağılımı Şekil 4.4' te gösterilmektedir.



Şekil 4.4. Isısal döngü işlemi uygulandıktan sonra polisaj işlemlerine göre estetik dental restoratif CAD-CAM materyallerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerlerinin dağılımı

Isısal döngü işlemi uygulandıktan sonra estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine göre polisaj işlemlerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerlerinin dağılımı Şekil 4.5' te gösterilmektedir.



Şekil 4.5. Isısal döngü işlemi uygulandıktan sonra estetik dental restoratif CAD-CAM materyallerine göre polisaj işlemlerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerleri dağılımı

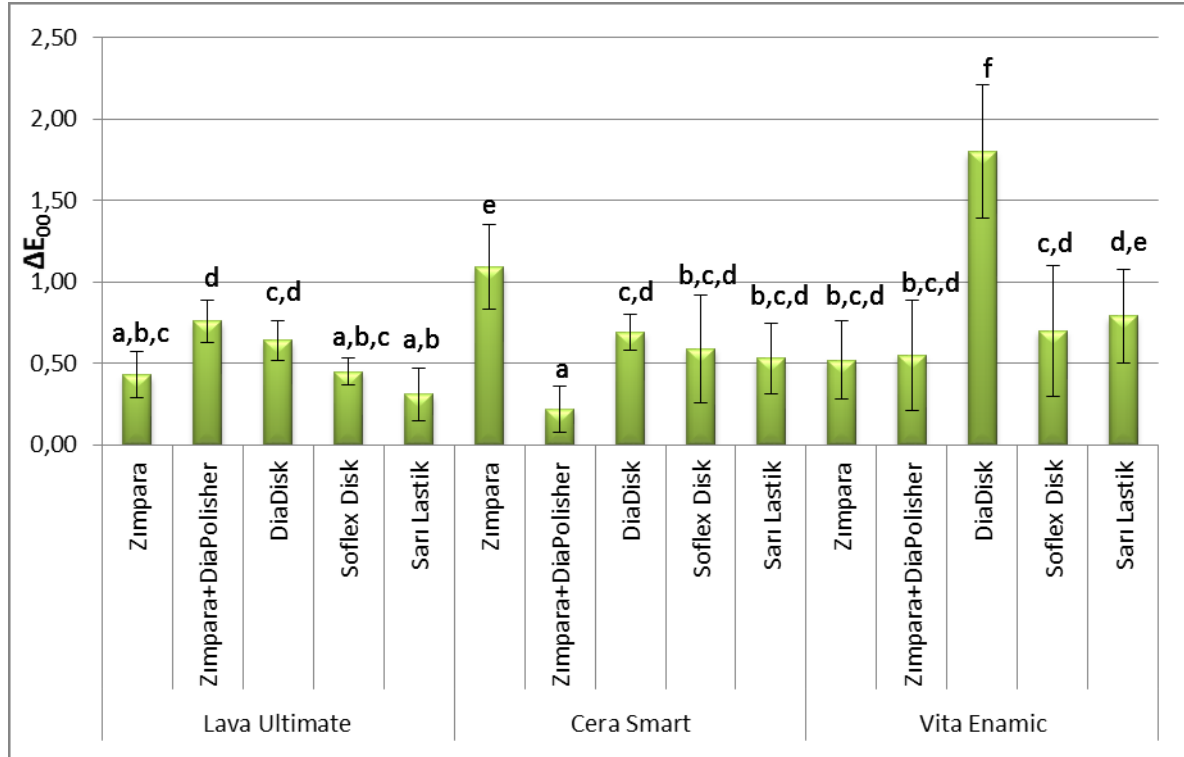
Isısal döngü uygulamasından sonra farklı yöntemlerle polisaj yapılmış estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerlerinin ortalama, standart sapma, standart hata, %95 güven aralığındaki alt sınır, üst sınır, minumum ve maksimum değerleri Çizelge 4. 5' te gösterilmektedir.

İstatistiksel analiz sonucunda gruplara ait renk değişim (ΔE_{00}) değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($F=29,736$; $p<0,001$).

Çizelge 4.5. Isısal döngü uygulamasından sonra farklı yöntemlerle polisaj yapılmış estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait renk değişim (ΔE_{00}) değerleri

Materyal	Ortalama	Standart sapma	Standart hata	95% güven aralığı		Minimum	Maksimum
				Alt sınır	Üst sınır		
LU-Zımpara+Dia Polisher Pat	0,76 ^d	0,13	0,30	0,70	0,83	0,50	0,87
LU-Dia Disk	0,64 ^{c,d}	0,12	0,03	0,57	0,71	0,46	0,78
LU-Sof-Lex	0,45 ^{a,b,c}	0,08	0,02	0,41	0,49	0,31	0,56
LU-Zımpara	0,43 ^{a,b,c}	0,14	0,04	0,35	0,51	0,25	0,68
LU-Sarı Lastik	0,31 ^{a,b}	0,16	0,04	0,23	0,39	0,13	0,58
CS-Zımpara+Dia Polisher Pat	0,22 ^a	0,14	0,04	0,13	0,30	0,09	0,44
CS-Dia Disk	0,69 ^{c,d}	0,11	0,03	0,62	0,74	0,46	0,79
CS-Sof-Lex	0,59 ^{b,c,d}	0,33	0,08	0,42	0,75	0,26	1,04
CS-Zımpara	1,09 ^e	0,26	0,07	0,95	1,23	0,71	1,56
CS-Sarı Lastik	0,53 ^{b,c,d}	0,22	0,05	0,42	0,64	0,28	0,83
VEZımpara+Dia Polisher Pat	0,55 ^{b,c,d}	0,34	0,08	0,39	0,72	0,27	1,08
VE-Dia Disk	1,80 ^f	0,41	0,12	1,54	2,06	1,21	2,21
VE-Sof-Lex	0,70 ^{c,d}	0,40	0,09	0,51	0,91	0,24	1,37
VE-Zımpara	0,52 ^{b,c,d}	0,24	0,06	0,39	0,66	0,21	0,90
VE-Sarı Lastik	0,79 ^{d,e}	0,29	0,07	0,64	0,94	0,42	1,16

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



Şekil 4.6. Materyal ve polisaj işlemlerine göre renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerinin dağılım grafiği

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

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre zımpara ile polisaj yapılan örneklerden en fazla renk değişimi Cerasmart örneklerinde görülürken (Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinin her ikisi için de $p < 0,001$), Lava Ultimate ve Vita Enamic materyalleri benzer renk değişimi sergilemişlerdir ($p = 0,122$).

Zımpara uygulaması sonrası elmas dolduruculu polisaj patı (Dia Polisher Pat) uygulanan örneklerde az renk değişimi Cerasmart materyalinde gözlenirken (Lava Ultimate için $p < 0,001$; Vita Enamic için $p = 0,026$), Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinde benzer renk değişimi izlenmiştir ($p = 0,436$).

İki aşamalı elmas aşındırıcılı polisaj disk sistemi (Dia Disk) uygulanan örneklerden en fazla renk değişimi Vita Enamic örneklerinde görülürken (Lava Ultimate ve Cerasmart materyallerinin her ikisi için de $p < 0,001$), Lava Ultimate ve Cerasmart örneklerinde benzer renk değişimi olduğu bulunmuştur ($p = 0,122$).

Alüminyum oksit disk sistemi (Sof-Lex) uygulanan örneklerde renk değişimi açısından materyaller arasında farklılık bulunmamıştır ($p=0,122$).

Sarı renkli silikon cila lastiği uygulanan örneklerde renk değişimi açısından materyaller arasında farklılık bulunmamıştır ($p=0,146$).



5. TARTIŞMA

Çalışmamızda kullanılan farklı estetik CAD/CAM hibrit materyallerine intraoral olarak uygulanabilen farklı polisaj işlemlerinin ve ısısal döngü uygulamasının yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerine etkisi incelenmiş olup hipotezlerimizin bir kısmı kısmen kabul edilmiş, bir kısmı reddedilmiştir:

I. “CAD/CAM materyallerinin polisaj işlemlerinde farklı polisaj yöntemlerinin kullanılması yüzey pürüzlülüğü değerlerinde yöntemler ve materyaller arasında farklılıklara neden olmayacaktır.” savı materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaması ve en fazla yüzey pürüzlülüğü değerlerinin sarı lastik uygulanan örneklerde, en az yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ise zımpara sonrası elmas aşındırıcı pat uygulanan örneklerde görülmesi nedeniyle kısmen kabul edilmiştir.

II. “Isısal döngü işleminin CAD/CAM materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi olmayacaktır.” hipotezi ısısal döngü işlemi uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaması nedeniyle kabul edilmiştir.

III. “CAD/CAM materyallerinin polisaj işlemlerinde farklı polisaj yöntemlerinin kullanılması renk farkı değerlerinde yöntemler ve materyaller arasında farklılıklara neden olmayacaktır.” hipotezi polimer infiltre seramik ağ yapılı Vita Enamic materyalinin, rezin nano seramik yapılı Lava Ultimate materyaline göre belirgin olarak daha fazla renk değişimi göstermesi sebebiyle; buna ilaveten iki aşamalı elmas aşındırıcı polisaj yöntemi uygulanan örneklerin diğer yöntemlerle polisaj yapılan örneklerden daha fazla renk değişimine sebep olması nedeniyle reddedilmiştir.

IV. “Isısal döngü işleminin CAD/CAM materyallerinin renk stabilitesi üzerine etkisi olmayacaktır.” savı ısısal döngü işlemi uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında renk farkı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunması nedeniyle reddedilmiştir.

Hastaların yüksek estetik beklentileri, tam seramik restorasyonların yanı sıra CAD / CAM teknolojisi ile kullanılan farklı mekanik ve optik özellikleri olan metal içermeyen diğer dental materyallerin geliştirilmesine yol açmıştır. Seramikler ve rezin bazlı kompozitler, bu materyallerin iki alt grubunu oluşturmaktadır [176]. Tam seramikler üstün estetik özellikler; yüksek biyouyumluluk, plak oluşumunun engellenmesi, ışık geçirgenliği, doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısı, ısı iletkenliği ve renkte derinlik sağlama gibi avantajlara sahiptir [177]. Tam seramik restorasyonlar geleneksel yapım tekniklerinin yanı sıra CAD/CAM sistemleri ile de üretilmektedir [50]. 1984 yılından beri Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD/CAM sistemlerinin kullanımı son yıllarda popüler hale gelmiştir [178].

Hassas dijital görüntüleme ve dijital tasarım ile frezeleme teknolojisinin kombinasyonu olan CAD/CAM sistemleri tam seramik restorasyonların daha güvenilir ve başarılı olarak üretimini sağlamıştır [179]. CAD/CAM restorasyon materyallerini çoğunlukla dental seramikler, kompozit rezinler ve akrilik rezinler oluşturmaktadır [180].

Üretici firmalar, son yıllarda “hibrit seramik” ismi verilen yeni CAD/CAM materyal grubunu, kompozit ve seramik materyallerin olumlu özelliklerini taşıdığı iddiası ile piyasaya sürmüşlerdir. Literatürde, seramik ve polimer çift ağ yapısına sahip bu materyallerin daha az kırılman olduğu, daha kolay işlenebildiği ve daha iyi kenar uyumu sağladığı öne sürülmüştür [100]. Günümüzde polimer infiltre seramik ağ yapılı materyal ve rezin nano seramik materyaller olmak üzere farklı yapıda hibrit seramikler piyasada bulunmaktadır [181].

Hibrit seramikler, materyal bilimi açısından, kompozit rezin yapısındadır [182]. Bununla birlikte birçok *in-vitro* çalışmada bu yeni materyallerin cam seramiklere alternatif olarak kullanılabileceği gösterilmiştir [6, 179, 183, 184]. Klinik çalışmalar da benzer şekilde laboratuvar bulgularını desteklemektedir. Yüksek yoğunluklu polimer yapılı CAD/CAM materyalleri kullanılarak hazırlanan restorasyonların, uzun vadede klinik kullanımının mümkün olduğu ve karmaşık tedavi modelleriyle birlikte de kullanılabilme avantajları sunduğu rapor edilmiştir [185].

Della Bona ve diğerleri [6] PICN materyali Vita Enamic'i kullanarak yaptıkları bir çalışmada, bu materyalin mekanik özelliklerinin seramik ve kompozit materyalleri arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Dirxen ve diğerleri [186] yaptıkları bir çalışmada, noninvaziv işlemler kullanılarak uygulanan Vita Enamic materyalinin 1 yıllık klinik takip sonuçlarının başarılı olduğunu rapor etmişlerdir.

Mörmann ve diğerleri [187] Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin, mine yapısını taklit eden mekanik özelliklere sahip olduklarını belirtmişlerdir.

Awada ve diğerleri [180] yaptıkları bir çalışmada Lava Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vita Block Mark II ve Paradigm MZ100 CAD/CAM materyallerinin mekanik özellikleri (bükülme direnci, bükülme modülü ve esneklik modülü) ve kenar uyumlarını karşılaştırmışlardır. Genel olarak polimer bazlı materyallerin bükülme testlerinde seramik materyallerden daha iyi performans gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmada, polimer bazlı materyaller ve seramik materyaller arasında elastik özellikler yönünden gözlenen farkın nedeninin rezin bileşen olduğu ifade edilmiş ve bu bileşenin materyalin kırılma direncini azaltmaya yardımcı olduğu belirtilmiştir. Lava Ultimate ve Cerasmart materyallerinin bükülme direnci ve elastik modülü diğer CAD/CAM restoratif materyallerden daha yüksek, bükülme modülü ise daha düşük bulunmuştur. Lava Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart, Paradigm MZ100 materyallerinin kenar pürüzlülükleri arasında fark bulunmamış ve bu değerlerin geleneksel seramiklerden daha az olduğu saptanmıştır.

Dental materyallerin mekanik ve optik özellikleri, seçim kriterleri açısından önemli unsurlardır. Artan estetik özellikler sonucu, materyallerin doldurucu ve kristal yapısının azalması translusensiliğin artmasına neden olduğu gibi restorasyon ömrünün azalmasına da yol açmaktadır [188].

Hibrit seramik materyallerin diş sert dokularıyla karşılaştırıldıklarında renk koordinatları ve translusenslikleri gibi optik özelliklerine ait çok az bilgi mevcuttur [176].

Awada ve diğerkleri [189] yaptıkları bir çalışmada, hibrit seramiklerin mutlak translusensi değerklerinin feldspatik seramik ve rezin kompozitlerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Bu nedenlerde çalışmamızda estetik ve mekanik özellikleriyle her geçen gün popülerliği artan hibrit seramiklerin polimer infiltre seramik grubundan Vita Enamic ve rezin nano seramik grubundan Lava Ultimate ve Cerasmart materyalleri kullanılmıştır.

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan restorasyonlar, hekim tarafından tek bir seansta tasarlanıp freze edilebilmektedir. Ancak bu frezeleme işlemi sonucu simantasyona hazır pürüzsüz bir yüzey oluşmamaktadır. Hazırlanan restorasyonun frezeleme işlemi sonrası dış hatlarının düzeltilip cilalandıktan sonra teslimata hazır olması gerekmektedir [190]. Hastaya teslim esnasında restorasyonda yapılan okluzal uyumlama işlemi ise pürüzlü bir okluzal yüzey oluşturmakta, bu da restorasyonun intraoral olarak bitirme ve polisaj işlemlerini gerekli kılmaktadır [191].

Doldurucu partiküllerin boyutu ve miktarı gibi değişkenler kompozit rezinlerin yüzey morfolojisini etkilemektedir [192]. Bitirme ve polisaj işlemleri sırasında doldurucular matriksten ayrılma, yüzeyde boşluk ve defekt oluşturma eğilimindedirler [193]. Bu nedenle daha büyük partiküllü kompozitlerde daha pürüzlü yüzey oluştuğı savunulmaktadır [192]. Birçok çalışmada, küçük partiküllü kompozit rezinlerin polisaj işlemi sonrası daha yüksek parlaklık ve düşük yüzey pürüzlülüğü elde edildiğı gösterilmiştir [194].

Bitirme ve polisaj işlemlerinde kullanılan enstrümanların ve tekniklerin pürüzsüz bir yüzey oluşturarak restorasyonun bükülme dayanımını en üst seviyeye çıkarması, kırılma ve çatlak riskini azaltması, restorasyonun aşındırma özelliğini azaltarak karşıt dişlerin aşınmasını en aza indirmesi ve bakterilerin restorasyon yüzeyine tutunmasını engelleyerek maksimum pürüzsüzlükte bir restorasyon oluşturmaları beklenmektedir [190, 195, 196]. Ayrıca polisaj işlemlerinde kullanılan enstrümanların doğal dişlere benzer ışık yansıma ve kırılma özellikleri sağlayacak şekilde oluşturdıkları parlak yüzey ile CAD/CAM restorasyonların estetik görünümü geliştirilmelidir [190].

CAD/CAM restorasyonlar için uygulanan bitirme ve cila işlemleri, porselen fırınında glaze uygulanma ve elde bitirme-polisaj işlemi olmak üzere iki tiptir. Hibrit seramik CAD/CAM

restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri, porselen fırını kullanmadan tek seansta tamamlanabilmektedir. Fasbinder ve diğerleri [190] yaptıkları bir çalışmada 2 yeni CAD/CAM materyalinin geleneksel feldspatik seramiklerden daha esnek, kırık ve parçalanmaya karşı daha dirençli olduğunu ve porselen fırınına ihtiyaç duymadan şekillendirme ve polisaj işlemlerinin kolayca yapılabildiğini belirtmişlerdir.

Literatürde elde polisaj yönteminin pürüzsüz ve uniform yüzey oluşturmak için seramik restorasyonlar için alternatif olduğu, zaman tasarrufu ve tekrar glazelerinin önüne geçmesi gibi bazı avantajları olduğu ifade edilmiştir [197, 198]. Seramik restorasyonlar için hasta başında uygulanan çok sayıda polisaj sistemi bulunmaktadır. Bununla birlikte, tüm sistemlerle eşit ve pürüzsüz, uyumlama öncesinden daha iyi bir yüzey elde edileceği konusu açıklık kazanmamıştır. Çeşitli seramik ve polisaj sistemlerinin varlığından dolayı hangi seramik için hangi polisaj sisteminin en iyi sonucu verdiği tartışmalıdır [191]. Çalışmalar genellikle farklı polisaj yöntemlerinin farklı seramik materyallerin yüzey morfolojisine etkisi üzerinde yapılmıştır.

Stoll ve diğerleri [199] yaptıkları bir çalışmada, farklı seramik restorasyonlarda pürüzsüz bir yüzey elde edilebilmesi için tek bir polisaj yönteminin değil farklı seramiklerde farklı polisaj yöntemlerinin kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Bazı çalışmalarda seramik restorasyonlarda uyumlama sonrası önerilen polisaj teknikleri, konturların düzeltilmesi için esnek elmas disklerin, elmas frezlerin, polimer veya silikon karbit yeşil taşların kullanımını takiben bitirme işlemleri için beyaz taşlar ya da lastik diskler ve konik şekilli lastik uçların kullanımı şeklindedir. Polisaj için ise elmas pat ve keçe, konik şekilli veya ince lastik diskler ya da fırçaların kullanımı tavsiye edilmiştir [161, 200]. Çalışmamızda bu bilgilere uygun olarak pat şeklindeki elmas dolduruculu polisaj patı, örnek yüzeylere keçe ile uygulanmıştır.

Kompozit restorasyonlarda ise geleneksel bitirme işlemleri, elmas veya karbit frezler, elmas dolduruculu abraziv lastikler, alüminyum oksit polisaj diskleri, keçe ve elmas dolduruculu polisaj patı yardımıyla yapılabilmektedir [201]. Bununla beraber, son yıllarda kompozit restoratif materyallere yerleştirilen doldurucu partiküllerin teknolojisinde meydana gelen ilerlemeler, bu görüşlerin değişmesine neden olmuştur. Günümüzde bu sistemler arasında en az zaman, enstrüman ve uygulama basamakları ile kompozit yapılı

materyallerde pürüzsüz yüzey elde edilebilmesine imkan veren uygun bitirme ve cila tekniğine ilişkin kesin bir bilgi bulunmamaktadır [201]. Buna ilaveten Coldea ve diğerleri [7] PICN materyallerini test ettikleri bir çalışmada, bu materyallerin sıklıkla kullanılan seramiklerden daha fazla hasar toleransına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda farklı hibrit seramik materyallere farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra gözlenen bazı fiziksel değişiklikler değerlendirilmiştir. Bununla birlikte çalışmamızda, bitirme ve polisaj işlemleri için kolay ve pratik intraoral kullanım olanağı sunan, yeni ve popüleritesi gün geçtikçe artan polisaj materyalleri seçilmiştir. Çalışmamızda alüminyum oksit iki aşamalı bitirme ve polisaj diski (3M ESPE Sof-Lex), elmas dolduruculu polisaj patı (Diapolisher Pat), elmas aşındırıcılı iki aşamalı bitirme ve polisaj diski (Diacomp Plus Twist), silikon cila lastiği (Polydentia) ve kontrol grubu örneklerinin polisajlanması için de #1000 ile #4000 gridlik silikon karbid kağıtlar kullanılmıştır.

Polisajın etkinliği; polisaj materyallerine ve uygulama yöntemi gibi değişkenlerine bağlıdır [202, 203]. Kullanılan aşındırıcının formu; polisaj materyallerinin şeklini (disk, koni, başlık gibi), aşındırıcı doldurucuların boyut ve içeriğini kapsamaktadır. İkinci olarak polisaj yönünü, uygulanan basınç miktarını ve prosedür süresini içermektedir. Literatürde polisaj materyallerinin bileşimlerinin etkilerinin değerlendirildiği az sayıda çalışma vardır [204]. Ahmad ve diğerleri [205] yaptıkları bir çalışmada, seramik materyal yüzeyine 10.000 rpm ile uygulanan polisaj işleminin materyali güçlendirme veya zayıflatma etkisinin olmadığı ancak 20.000 rpm ile yapılan polisaj işleminin materyal dayanımını azalttığı sonucuna varmışlardır. Bu doğrultuda, çalışmamızda kullanılan polisaj malzemeleri üretici firmaların önerilerine uygun devirlerde, tek uygulayıcı tarafından ve klinik angldruvası kullanılarak uygulanmıştır.

Kompozit yapılı restorasyonlara uygulanan bitirme ve polisaj işlemi sırasında organik matriksten uzaklaştırılan alanlar ve bu alanlardan koparılan doldurucu veya cam partiküllerin bıraktığı boşluklardan dolayı, materyallerde yüzey pürüzlülüğü oluşmaktadır [206]. Bununla birlikte polisajı yetersiz seramik restorasyonların yüzeyinde biofilm birikimi gözlenebilmekte, restorasyon karşıt dişlerde aşındırmaya neden olmakta, yüzey pürüzlülüğü düşük eğilme direnci ile sonuçlanabilmekte, periodontal inflamasyon, restorasyonda renklenme, oklüzyona bağlı dikey boyut değişiklikleri ve estetik problemler gibi çeşitli sorunlar görülebilmektedir [207, 208]. de Jager ve diğerleri [209], yüzey

pürüzlülüğü ile porselen materyalinin dayanıklılığını ilişkilendirmiş, pürüzsüz yüzeyli porselenin daha dayanıklı olduğunu ifade etmişlerdir.

Yüzey pürüzlülüğünün belirlenebilmesi amacıyla birkaç yöntem kullanılmaktadır. Çalışmamızda estetik CAD/CAM örneklerin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) kullanılmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü R_a parametresi ile ifade edilmiştir. R_a genel olarak diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğünün tanımlanmasında kullanılan ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini ifade etmektedir [210]. R_a değerleri, yüzey pürüzlülüğü ölçümü için kullanılan tekniğe göre farklılık göstermektedir [211]. Diş hekimliği alanında yüzey pürüzlülüğüne yönelik çalışmalarda R_a değerinin materyal yüzeyini tamamen tanımlamadığı, sadece ortalama bir pürüzlülük parametresi olduğu ifade edilmektedir. Bunun yanı sıra, bu parametrenin yaygın olarak kullanılmasının nedeni kolay hesaplanabilir olması ve ölçüm ekipmanlarının ekonomik olmasıdır [212]. Bu çalışmada da bu nedenlerden dolayı materyallere ait yüzey pürüzlülüğü sonuçları R_a verileri karşılaştırılarak incelenmiştir. Literatüre uygun olarak her bir örnek için profilometrik ölçümler 3 kez tekrarlanarak ortalamaları alınmış ve R_a değeri olarak kaydedilmiştir [213, 214].

Bollen ve diğerleri [215] yaptıkları bir *in-vivo* çalışmanın sonunda asgari bakteri retansiyonu için en düşük yüzey pürüzlülüğü değerinin $0,2 \mu\text{m}$ olduğunu bildirmişlerdir. Ancak bu öneri bazı çalışmalarda dikkate alınmamıştır [214, 216, 217]. Jones ve diğerleri [218] $0,25-0,5 R_a \mu\text{m}$ değerinin hastanın dili tarafından tespit edilebileceğini öne sürmüşlerdi. Bu nedenle restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün tespit edilmesi klinik olarak da önem arz etmektedir.

Metal olmayan restorasyonlarda renk seçiminin doğru yapılması, bu restorasyonların ana yapılış amacının estetik ve renk uyumunun sağlanması olmasından dolayı büyük önem taşımaktadır. Güncel dental seramiklerin ve diğer diş benzeri dental materyallerin popüler olmasının sebebi, bu materyallerle yapılan restorasyonların sonuç renginin öngörülebilir olmasıdır [219].

Renk farklılıklarının en doğru ve objektif değerlendirilmesi, kolorimetre ve spektrofotometre gibi cihazlarla yapılabilmektedir [220, 221]. Ancak diş hekimliğinde renk ölçüm sonuçları değişkendir. Diş ve dental seramiklerin translusens ve optik

özelliklerinden dolayı, standardize aydınlatma ışığı kolorimetreden yayılma sırasında bozulabilir, yanlış yönle hareket edebilir, absorbe olabilir ve geri dönebilir. Kolorimetre çapından daha küçük çapta translusens materyallerin ölçümü yapıldığında ışığın bir kısmı kaybolmakta ve bu da renk ölçümünde hatalara neden olmaktadır [222, 223]. Gönüldaş ve diğerleri [224] yaptıkları bir çalışmada, translusens materyallerin renk değerlerinin spektrofotometre ve kolorimetre gibi çeşitli renk ölçüm cihazları kullanılarak belirlenebileceğini belirtmişlerdir. Ancak bu cihazlar kullanılırken doğru sonuçlar elde edilebilmesi için çok sayıda ölçüm yapılması gerektirdiğini vurgulamışlardır. Bu nedenle çalışmamızda, kolorimetre cihazı ile yapılan ölçüm sonuçlarının güvenilirliğinin artırılması amacıyla örnek sayısı artırılmış ve ölçümler her örnek yüzeyinden üçer kez yapılarak renk ölçüm hataları azaltılmaya çalışılmıştır.

Renk ölçümleri sonucunda elde edilen veriler arasındaki farklılıklar matematiksel olarak farklı formüllerle değerlendirilmektedir. Bu formüller CIELab formülü (ΔE^*_{ab}) veya yakın zamanda CIE tarafından kullanılması önerilen CIEDE2000(ΔE_{00}) renk farkı formülüdür. CIEDE2000 formülünün klinik olarak daha kullanışlı olduğu bildirilmiştir [131]. Son yıllarda yapılan çalışmalar, CIEDE2000 renk farkı formülünün renk farkı değerlendirmelerinde kullanılan CIELab renk formülünden daha iyi bir uyum sağlayarak, dış renkleri arasındaki farklılığın insanlar tarafından algılanabilirliği açısından daha iyi bir gösterge olduğunu ortaya koymaktadır [225]. CIEDE2000 renk farkı formülü, CIELab renk aralığıyla benzerlik göstermeyen özellikle küçük renk farklılıklarını doğrulamaktadır [182]. Ghinea ve diğerleri [225] CIEDE2000 renk farkı formülünün, dental seramiklerin renk farkı algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşiklerini değerlendirmede CIELab renk formülünden daha uyumlu olduklarını göstermişlerdir. CIELab formülünde algılanabilirlik eşik değeri $\Delta E_{00}=0.8$ kabul edilebilirlik eşik değeri $\Delta E_{00}=1.8$ olarak bulunmuştur. Acar ve diğerleri [182] yaptıkları bir çalışmada, klinik olarak algılanabilirlik eşik değeri $\Delta E_{00}=1,28$ ünite ve kabul edilebilirlik eşik değeri ise $\Delta E_{00}=2.24$ ünite olarak kullanmışlardır. Çalışmamızda güncel literatüre uygun olarak CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülü kullanılmıştır. Örneklerin renk değişiminde kabul edilebilir renk değişim eşiği $\Delta E_{00}=1,8$ ünite olarak belirlenmiştir.

In-vitro çalışmalarda klinik yaşlanma sırasında mekanik ve yapısal değişiklikleri değerlendirmek, dental materyallerin kullanım ömrünün tahmin edilebilmesi için yararlı olabilmektedir [226]. Bu nedenle literatürde, test edilen materyallerin çeşitli özelliklerinin

tespit edilmesinden önce suda, yapay tükürük içerisinde bekletme ısısal döngü yöntemi ve mekanik döngü yöntemleri kullanılarak yaşlandırma işlemleri yapıldığı göze çarpmaktadır [227]. Tez çalışmamızda da benzer şekilde hibrit seramiklerin çeşitli fiziksel özellikleri ısısal döngü uygulamasını takiben değerlendirilmiştir. Çalışmamızda örnekler su içerisinde 5000 döngü 5C°-55C°'lik ısısal değişime tabi tutulmuştur.

Barcley ve diğerleri [174] yaptıkları bir çalışmada dişler çevresinde oluşan en fazla sıcaklığın 70°C, en az sıcaklığın ise 0°C olduğunu bildirmişlerdir. Isısal döngü analizlerinde döngü süresi örneklerin seçilen sıcaklıktaki banyoda bekletilme süresini belirtmektedir [228]. Amaral ve diğerleri [229], vital dişlerin yüksek sıcaklık veya soğuk gıdalarla uzun süreli direk temasını tolere edemeyeceğini bildirmişlerdir. Bu nedenle birçok çalışmada döngü süresi 10 sn veya 15 sn olarak seçilmiştir [230]. Bazı çalışmalarda döngü süresi 5sn olarak seçilmiş [231], en kısa süre ise bir çalışmada 2sn olarak belirtilmiştir [228]. Bizim çalışmamızda önceki çalışmalara uygun olarak döngü süresi 10 sn seçilmiştir. Bu bilgilere ilaveten, bir grup yazar 10000 döngü uygulamasının oral kavitede 1 yıllık fizyolojik yaşlandırma süresine denk geldiğini bildirmişlerdir [232, 233].

Bu çalışmada 5 farklı bitirme ve cila işleminin 3 farklı hibrit seramik CAD/CAM materyalinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerine etkileri incelenmiştir. Çalışma sonuçlarımıza göre yüzey pürüzlülüğü açısından materyaller arasında bir farklılık olmadığı bulunmuştur. Isısal döngü uygulaması, test materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü etkilememektedir. Al –Harbi ve diğerleri [183] bir çalışmada, rezin nano seramik (Lava Ultimate) ve lösit infiltre cam seramik (Vitablok Mark II) CAD/CAM bloklardan hazırlanan örnekler mekanik yükleme, ısısal döngü uygulaması ve suda bekletme işlemlerini uygulamışlar, örnekleri yüzey pürüzlülüğü ve eğilme direnci açısından değerlendirmişlerdir. Çalışmamızın sonucuna benzer şekilde Al –Harbi ve diğerleri, rezin nanoseramik örnekler ısısal döngü uygulamasının yüzey pürüzlülüğüne etkisi olmadığını saptamışlardır. Araştırmacılar bunun nedeni olarak, rezin nano seramik materyalin oldukça küçük nano doldurucu partikülleri nedeniyle, yüzeyin pürüzlendirmeye karşı dirençli olduğunu iddia etmişlerdir.

Tez çalışmamız sonuçlarına göre, farklı bitirme ve polisaj işlemleri arasında yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından belirgin bir farklılık olduğu gözlenmiştir. Materyallerin tümü göz önüne alındığında silikon cila lastiğinin neden olduğu yüzey pürüzlülüğü en

yüksek olduğu bulunmuştur. Bunu iki aşamalı elmas aşındırıcı disk sistemi izlemektedir. İki aşamalı alüminyum oksit disk sisteminin neden olduğu yüzey pürüzlülüğü iki aşamalı elmas aşındırıcı disk sistemininkinden daha az iken, kontrol grubunu oluşturan zımpara ile polisaj işlemi iki aşamalı alüminyum oksit disk sisteminden daha az yüzey pürüzlülüğüne neden olmuştur. En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri ise zımpara, ardından elmas doldurucu pat uygulaması sonrası elde edilmiştir. Bununla birlikte polisaj işlemleri ve materyaller birlikte değerlendirildiğinde, yüzey pürüzlülüğü sonuçları farklılık göstermektedir.

Rezin yapılı dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü gidermek için uygulanan polisaj işleminin ve bu işlemlerde kullanılan polisaj materyalinin, materyalin esnekliğine, sertliğine ve gren boyutlarına bağlı olarak değişebileceği bildirilmiştir [237, 238]. Buna ilaveten araştırmacılar, kompozit rezinlerin sertlikleri arasındaki farklılıkların, aşındırıcı cila enstrümanları arasındaki farklılıktan daha az olduğunu ve bu nedenle yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde polisaj enstrümanlarının yapılarının ve sertliklerinin kompozit rezinlerin kendi yapısından daha etkili ve önemli olduğunu bildirmişlerdir [236].

Literatürde çalışmamızda seçilen polisaj işlemlerinin; genellikle cam seramik ve kompozitler üzerinde uygulanan sistemler olduğu göze çarpmaktadır [224, 234, 237].

Egilmez ve diğerlerinin [234] farklı yöntemlerle polisaj yapılan rezin restoratif materyallerinin renk ölçümü ve yüzey parlaklığını değerlendirdikleri çalışmada, polisaj materyali olarak zımpara, alüminyum oksit içerikli cila diskleri ve silikon cila lastiği değerlendirilmiştir. Araştırmacılar, rezin restoratif materyallerde en az yüzey pürüzlülüğünün #4000 gritlik zımpara ile polisajlanan örneklerde olduğunu, alüminyum oksit içerikli cila diskleri ile polisaj yapılan örneklerde, sarı renkli silikon cila lastiği ile polisaj yapılan örneklere göre daha az yüzey pürüzlülüğü değerleri elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Saraç ve diğerleri [237] yaptıkları bir çalışmada alüminyum oksit disklerin (Sof-Lex) ve silikon polisaj lastiğinin nanohibrit, mikrohibrit ve hibrit kompozit rezinlerde renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Araştırmacılar, alüminyum oksit disklerinin silikon polisaj lastiğine göre daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğunu bulmuşlardır. Bu bulgular çalışmamız sonunda elde edilen bulgularla

paralellik göstermektedir. Çalışmamızda da benzer şekilde alüminyum oksit disklerin (Sof-Lex) silikon polisaj lastiğine göre daha pürüzsüz yüzey oluşturmalarının sebebi alüminyum oksit partiküllerin sertliğinin, silikon oksit partiküllerinkinden ve kompozit doldurucularının sertliğinden daha fazla olmasına bağlanabilir [237].

Kemaloğlu ve diğerleri [201] ise yapmış oldukları bir çalışmada, elmas aşındırıcılı polisaj disklerinde bulunan elmas partiküllerin alüminyum oksitten daha sert olduğunu ve pürüzlü bir yüzeye sebep olacak şekilde inorganik matriks içinde bulunan cam partiküller için yıkıcı olabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca polisaj sistemlerdeki gren boyutunun da önemli bir faktör olduğunu vurgulamışlardır. Bu iki aşamalı sistemlerde gren boyutunun giderek azalması nedeniyle yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında fark görüldüğünü bildirmişlerdir. Araştırmacılar sonuçları etkileyen diğer önemli faktörün ise doldurucuların gömülü olduğu matrikslerin esneklik farklılıkları olabileceğini rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde iki aşamalı polisaj disk sistemlerinden elmas içerikli olan sistemin alüminyum içerikli olandan daha fazla yüzey pürüzlülüğüne neden olduğu bulunmuştur.

Amaya-Pajares ve diğerleri [191] yaptıkları bir *in-vitro* çalışmada uyumlama sonrası çeşitli CAD/CAM bloklarının polisajlanması ile pürüzsüz bir yüzey elde edilebileceği bilgisini sunmuşlardır.

Han ve diğerleri [198] yaptıkları bir çalışmada bitirme polisaj diski (Sof-Lex), silikon karbid ve küçük elmas parçacıkları içeren silikon cila lastiği ve glaze işleminin 2 farklı feldspatik seramiğin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda silikon cila lastiği ile diğer polisaj sistemlerinden daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Bu durum öncelikle aşındırıcı partiküllerin şekline bağlanmıştır. Alüminyum oksit partikülleri yüzeyde çizikler oluşturmuştur. Silikon karbid ve elmas partiküllerinin şekli düzgün ve kenarları yuvarlaktır. Buna ilaveten, büyük silikon karbid partikülleri arasındaki düzensizliğin elmas partiküller ve lastik materyali ile doldurulması nedeniyle düzensizliğin giderildiği savunulmuştur. Bu sonuçlar; yüzey pürüzlülüğü için abraziv partiküllerin şekli, sertliği, içerik ve dağılımlarının önemli olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamız sonuçlarına göre; alüminyum oksit içerikli diskler ile polisaj yapılan örnekler, elmas içerikli polisaj diskleri ve silikon cila lastiği ile polisaj yapılan örneklerden daha az

yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Bu sonuçlar, literatürde yer alan pek çok çalışma ile paralellik göstermektedir [238–240].

Aravind ve diğerleri [238] yaptıkları bir çalışmada, Ivoclar Classic seramik örnekler alüminyum oksit polisaj diski, beyaz ve gri silikon cila lastiği ve elmas aşındırıcı cila diski uygulaması sonrası beyaz ve gri silikon cila lastiği ve glaze uygulaması yapmışlardır. Daha sonra glazelenen örnekler dışındaki tüm örnekler elmas dolduruculu polisaj patı uygulamışlardır. Araştırmacılar yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından glaze yöntemine en yakın değerlerin alüminyum oksit polisaj diski sonrası uygulanan pat ile oluştuğunu söylemişlerdir.

Gomis ve diğerleri [239] elmas frez ile pürüzlendirilen seramik yüzeylere beyaz silikon cila diskleri, beyaz taşlar (Shofu sistemi) ve alüminyum oksit diskleri uygulamışlardır. Çalışmanın sonunda en iyi bitirmenin, alüminyum oksit disklerle elde edildiğini görmüşlerdir. Aynı şekilde Al-Shammery ve diğerleri [212] CAD/CAM seramikleri üzerinde yaptıkları bir çalışmada en iyi bitirme işleminin alüminyum oksit diskleri ile sağlandığını tespit etmişlerdir.

Flury ve diğerleri [240] yaptıkları bir çalışmada, alüminyum oksit (Sof-Lex) ile polisajlanan Vita Mark II ve IPS Empress Cad seramik örneklerin glaze uygulanmış örneklerden daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Barbosa ve diğerleri [206] yaptıkları bir çalışmada, 1 hibrit, 2 mikrofil ve 2 sıkıştırılabilir kompozit rezinin 8 farklı bitirme ve polisaj işlemi (elmas frez, alüminyum oksit disk, elmas patın çeşitli kombinasyonları) öncesi ve sonrası R_a değerlerini hesaplamışlardır. En pürüzsüz yüzeyin alüminyum oksit diskler (Sof-Lex) ile sağlandığını, en yüksek pürüzlülük sonuçlarının ise elmas frezlerin tek başına kullanımları ile elde edildiğini saptamışlardır.

Kompozitlerle yapılan bazı çalışmalarda, alüminyum oksit disklerin kompozit doldurucuları yerinden çıkarmadıkları için daha pürüzsüz yüzey oluşturdıkları belirtilmiştir [241]. Literatür incelemesinde, alüminyum oksit disklerin bitirme ve polisaj disklerinden daha pürüzsüz yüzey oluşturduğu görülmüş olsa da bazı çalışmalarda bu sistemlerin sert formları nedeniyle düz yüzeylerin polisajında etkin olduğu, bu nedenle de

restorasyonların düz olmayan yüzeylerinin polisajında kullanıma uygun olmadığı bildirilmiştir [240].

Çalışmamızın sonuçlarına göre zımpara uygulaması sonrası keçe ile birlikte uygulanan elmas dolduruculu polisaj patı ile polisaj yapılan örneklerde, en az yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilmiştir. Bu sonuçlar literatürde yer alan diğer çalışma sonuçlarıyla paralellik göstermektedir [210, 216, 242].

Maria ve diğerleri [216], IPS Empress seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkilerini araştırdıkları bir çalışmada, polisaj elmas patının restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü azaltabileceğini öne sürmüşlerdir.

Hulterstrom ve Bergama [210] 8 farklı seramiği değerlendirdikleri bir çalışmada, elmas polisaj patının alüminyum oksit sistemi (Sof-Lex) ile kullanıldığında yüzey pürüzlülüğünü azaltmaya katkısı olmadığını, ancak beyaz taşlar (Shofu sistemi) kullanıldığında yüzey pürüzlülüğünü anlamlı bir düzeyde azalttığını belirtmişlerdir.

Camacho ve diğerleri [242] yaptıkları bir çalışmada iki farklı polisaj patının feldspatik seramik yüzeylere etkisini 4 farklı araçla (sert fırça, tekerlek keçe, naylon yapılı disk, fincan şekilli lastik) uygulayarak değerlendirmişlerdir. Polisaj patları arasında R_a değerleri açısından istatistiksel olarak farklılık görülmemiştir. Araştırmacılar, sert fırçanın, tekerlek keçenin ve naylon yapılı diskin elmas polisaj patı uygulaması için verimli olduğunu, ancak lastiğin mekanik polisaj etkinliğinin düşük olduğunu ve en yüksek R_a değerlerini gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu durum, lastik kullanıldığında polisaj patının yüzeyde tutunmasının sınırlı olmasına ve seramik yüzeylerinde diğer araçlardan daha fazla ısı artışına neden olmasına bağlanmıştır. Araştırmacılar bu ısı artışının seramik yüzeylerde mikro çatlaklara neden olabileceğini ileri sürmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da elmas dolduruculu polisaj patı bir keçe yardımıyla zımpara uygulanmış örneklerle uygulanmıştır. R_a değerleri açısından ise en düşük veriler bu grupta görülürken en yüksek yüzey pürüzlülüğü silikon cila lastiği uygulanan örneklerde görülmüştür. Farklı materyaller kullanılmasına karşın silikon lastik uygulaması sonucu çıkan yüksek pürüzlülük değerlerinin ısı oluşumu nedeniyle oluştuğu düşünülmektedir.

Başka bir çalışmada Yap ve diğerleri [243], mikrohibrit kompozitlerde alüminyum oksit diskler ve abraziv polisaj patlarının benzer sonuçlar verdiğini saptamış ve bunun nedeninin kullanılan disklerin şeklinden kaynaklandığını bildirmişlerdir. Bu sonuçlar, çalışmamız sonucunda elde edilen bulgularla çelişmektedir. Çalışmamızda zımpara uygulaması sonrası elmas dolduruculu polisaj patı uygulanan örnekler, alüminyum oksit içerikli polisaj diski ile polisaj yapılan örneklerden belirgin olarak daha az pürüzlülük göstermiştir. Bunun nedeni, pat uygulaması öncesinde zımpara yapılması ile örnek yüzeylerinin daha pürüzsüz hale getirilmiş olması olabilir. Bu durum, polisaj işlemleri öncesinde uygulanan bitirme işlemlerinin önemini vurgulamaktadır [210, 238].

Fasbinder ve diğerlerinin [190] yaptıkları bir çalışmada monolitik CAD/CAM blokların (Lava Ultimate, Vita Enamic, EmpressCad) frezelenmesi ile üretilen onley restorasyonlara farklı polisaj teknikleri uygulanması sonrasında materyallerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. Örneklere abraziv polisaj tekniği (abraziv lastik+ fırça/ materyale özel pat) ve fırça polisaj tekniği (fırça/materyale özel pat) olarak adlandırılan iki polisaj tekniği uygulanmıştır. Ayrıca EmpressCad örneklerin bir grubu porselen fırınında glazelenmiştir. Frezeleme işlemi sonrası yapılan ölçümlerde Lava Ultimate onleyler diğer iki materyalden (Vita Enamic ve EmpressCad) daha pürüzsüz bulunmuştur. Bunun nedeninin CAD/CAM materyallerinin kristal yapısındaki farklılıktan kaynaklandığı savunulmuştur. Polisaj ve glaze işlemi sonrası tüm materyallerde aynı derecede pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir.

Araştırmamız sonuçlarına göre; zımpara, zımpara sonrası elmas dolduruculu polisaj patı ve alüminyum oksit içerikli polisaj disk sistemi ile polisaj yapılan hibrit seramik örneklerde yüzey pürüzlülüğü açısından materyaller arasında farklılık bulunmamıştır. Sarı silikon cila lastiği ile polisaj uygulanan örneklerden Cerasmart materyali, Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinden daha az yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Bununla birlikte elmas aşındırıcılı cila diski uygulanan örneklerden Vita Enamic materyali Lava Ultimate ve Cerasmart materyallerinden daha az yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz bu sonuç, Lu ve diğerleri [244] ve Pala [245]' nın elde ettiği bulgularla örtüşmektedir. Lu ve diğerlerinin [244] mikrohibrit kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırdıkları çalışmalarında, alüminyum oksit içerikli ve elmas aşındırıcılı disklerin etkinliğini incelemişler ve en düzgün yüzeylerin alüminyum oksit içerikli disklerin uygulanması ile elde edildiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, bunun sebebi olarak, elmas aşındırıcılı disklerde bulunan elmas partiküllerinin alüminyumdan

daha sert olması sonucunda için kompozit yüzeyinde daha derin çizikler oluşturabileceğini belirtmişlerdir.

Benzer şekilde Pala'nın yaptığı bir çalışmada [245], elmas dolduruculu disklerin rezin yapılı restoratif materyallerde daha fazla yüzey pürüzlülüğüne neden olduğu saptanmıştır. Araştırmacı, elmas dolduruculu diskler ile yapılan polisaj sonrası daha pürüzlü yüzeyler meydana gelmesinin mikro elmas partiküllerin sertliklerinin yüksek olması nedeniyle olabileceğini belirtirken, diğer bir nedenin ise çalışmada kullanılan materyallerin özelliklerine bağlı olabileceğini vurgulamıştır. Buna ilaveten mikro elmas partiküllerin kaplı olduğu yüzeyden koparak restoratif materyal yüzeyinde birikmesi sebebiyle, çok aşamalı polisaja göre daha pürüzlü yüzeyler oluşturabileceğini ifade etmişlerdir.

Kompozit rezinlerin renk stabilitesini, rezin matriks ve doldurucuların içeriği etkileyebilmektedir. Renk monomerlerinin renk stabilitesine etkisi, rezin monomerlerin hidrofilik ve su emme özellikleri ile ilişkilendirilmiştir [246]. Bununla birlikte, Horsted-Bindslev ve Mjor [247]. kompozit rezinlerde renk değişikliğine içsel faktörlerdeki değişikliklerin yanı sıra, kimyasal ve fiziksel durumlar altında kimyasal yapıdaki değişikliklerin neden olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada test edilen hibrit materyaller arasında renk açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görülmüştür. Çalışma sonuçlarımıza göre; polimer infiltre seramik ağ yapılı Vita Enamic materyali, rezin nano seramik yapılı Lava Ultimate materyaline göre belirgin olarak daha fazla renk değişimi göstermiştir. Lava Ultimate ve Vita Enamic hibrit seramiklerin rezin matriksleri hidrofobik UDMA ve hidrofilik TEGDMA içermektedir [248]. Buna ek olarak Lava Ultimate Bis-GMA ve Bis-EMA içerir [248]. TEGDMA yüksek su absorpsiyon nedeniyle hidrofilik renklendiricilerin rezin matrikse geçişine izin verir. Bunun sonucunda da Lava Ultimate ve Vita Enamic hibrit materyalleri de renk değişimine uğrayabilmektedirler [182]. Yapılan bir çalışmada [249] rezin yapılı restoratif materyallerde yaygın olarak kullanılan rezin monomerlerinden üretan dimetakrilatın (UDMA) bisfenol a-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ile karşılaştırıldığında daha az renklenme gösterdiğini saptamışlardır.

Literatür incelemesinde, Cerasmart materyali ile ilgili olarak çok fazla çalışmaya rastlanmamıştır.

Yew ve diğerkleri [192] mikrofil hibrit (Gradia Direct)ve nano kompozit (Filtek Supreme) rezinlerin renk değışimi üzerine yaptıkları bir çalışmada, Gradia Direct kompozitin daha fazla renk değışimi gösterdiğini bildirmişlerdir. Gradia Direct rezin matriksinin büyük bir kısmını UDMA'nın oluşturması, rezin matriksinin büyük kısmını Bis-GMA oluşturan Filtek Supreme'den daha fazla renklenme direnci göstermesi beklenmiştir. Bu farklı sonuç ise Gradia Direct yapısındanani hidrofobik UDMA monomerinin polifenik renklendiricilerin hidrofobik komponentine daha duyarlı olabileceğine bağlanmıştır. Yapılan bir çalışmada polimerlerin su alımı sırasında renklendirici solüsyondaki çözünmüş pigmentleri de absorbe edebileceği belirtilmiştir [134]. Bunun yanı sıra çeşitli çalışmalarda da, kompozit rezinlerin yapısında bulunan TEGDMA'nın yüksek su emme ve renk değıştirme oranlarından dolayı daha yüksek oranda bir renk değışimi gözlenmiştir [250, 251].

Gönülo ve diğerkleri [252] yaptıkları bir çalışmanın sonunda nanohibritin en az renk değışimi göstermesinin sebebi olarak, TEGDMA monomeri içermemesini göstermişlerdir Gajewski ve diğerkleri [253] bir çalışmada Bis-GMA monomerinin UDMA, TEGDMA ve Bis-EMA monomerlerine göre daha fazla su absorbe ettiğini göstermişlerdir. Buna istinaden rezin nano seramik materyallerin daha fazla renk değıştirmesinin Bis-GMA monomeri ile ilişkilendirilebileceğini ifade edilmiştir.

Acar ve diğerkleri [182] bir çalışmada PICN materyali (Vita Enamic), rezin nanoseramik (Lava Ultimate), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) ve nano kompozit rezin (Filtek Supreme Ultra Universal) materyallerinden elde ettikleri 0,5; 0,7 ve 1,2 mm kalınlığındaki örnekleri, kahve içerisinde ısısal döngü işlemine tabi tutmuşlardır. Renk farkı değerkleri nano kompozit için 4,34; rezin nano seramik için 3,66; PICN hibrit seramik için 1,35 ve lityum disilikat cam seramik için 0,43 olarak saptanmıştır. Bu sonuçlara göre rezin nano seramik ve nano kompozit rezinin tüm kalınlıklarda klinik olarak kabul edilemez renk farkı gösterdiği, lityum disilikat cam seramiğin ise klinik olarak farkedilebilir renk değışimi göstermediği saptanmıştır. Rezin nano seramiğin (Lava Ultimate) PICN (Vita Enamic) materyalinden daha fazla renklenme göstermesinin nedeninin rezin nano seramik materyalin matriksinde bulunan Bis-GMA monomeri olabileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda elde edilen renk değışimi değerkleri klinik olarak kabul edilebilir değerklerdir.

Aracho ve diğerleri [82] bir çalışmada, konvansiyonel kompozitler ile CAD/CAM kompozitlerini renk stabilitesi açısından karşılaştırmışlar ve konvansiyonel kompozitlerin renk stabilitesinin CAD/CAM kompozitlerinden daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Buna ilaveten, rezin nano seramik yapılı Lava Ultimate'in klinik olarak kabul edilemez renk değişikliği gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, bu renklenmenin tamamlanmamış polimerizasyondan kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda önceki çalışmaların [82, 182, 252, 253] aksine polimer infiltre seramik ağ yapılı Vita Enamic materyali, rezin nano seramik yapılı Lava Ultimate materyaline göre belirgin olarak daha fazla renk değişimi göstermiştir. Bunun nedeninin, test materyallerine uygulanan farklı bitirme ve polisaj işlemlerinin oluşturduğu yüzey değişiklikleri olabileceği düşünülmektedir. Yapılan çalışmalar, polimer yapılı restoratif materyallerin renklenme direncinde restorasyon yüzeyine uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri ile rezin matriks ve doldurucu arasındaki bağlantının devamlılığı gibi parametrelerin önemli bir rol oynadığını bildirmektedir [254]. Sonuç olarak, aynı bitirme ve polisaj işlemleri uygulanan farklı yapıdaki rezin restoratif materyaller klinik başarı açısından farklılık gösterebilmektedir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde farklı bitirme ve polisaj yöntemlerinin rezin yapılı hibrit seramiklerin renk stabilitesini etkilediği tespit edilmiştir.

Eğilmez ve diğerleri [255] farklı polisaj sistemlerinin ve polimerizasyon sonrası ilave ısı ve ışık uygulaması işlemlerinin nano kompozitlerin kısa ve uzun dönem renk stabilitesine etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, nano kompozit tipine göre renk değişim değerlerinin farklılık gösterdiğini bulmuşlardır. Araştırmacılar, nano partikül ve nano tanecik içeren rezinlerde meydana gelen renklenmenin sadece farklı yüzey işlemleri nedeniyle değil, partikül ve doldurucuların tipinden, oranından, büyüklüğünden ve rezin matrikslerinin içsel mikro yapıları arasındaki farklılıklardan kaynaklanabileceğini vurgulamışlardır.

Lawson ve diğerleri [256] bir çalışmada polimer infiltre ağ yapılı hibrit seramik (Vita Enamic), rezin nano seramik (Lava Ultimate), zirkonya seramik (IPS Empress E.max), felspatik porselen (Paradigm C) ve zirkonya silika nano seramik ile güçlendirilmiş rezin (Paradigm MZ100) materyallerinden aldıkları örneklerin bir kısmına ıslak polisajdan sonra #320 gridlik zımpara diğer kısmına #2000 gridlik zımpara ile polisajı takiben 0,05 µm'luk alüminyum tozu ve su karışımını fırça ile kullanarak polisaj yapmışlardır. Araştırmacılar

en yüksek yüzey parlaklığı ve en düşük renk değişiminin zirkonya seramikte, en fazla renk değişiminin ise rezin nano seramikte olduğunu bulmuşlardır. Buna ilaveten polisajlı örnekler polisajsız olanlardan daha fazla renk değişimi göstermiştir. Ayrıca polimer yapılı hibrit materyallerin saf seramiklere göre daha fazla renklenme eğilimi olduğu gösterilmiştir.

Bu çalışmada polisaj işlemlerinin renk değişimi açısından belirgin bir farklılığa neden olduğu bulunmuştur. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, Dia Disk ile polisaj uygulanan örnekler zımpara ile polisaj yapılan örneklerden, zımpara uygulaması sonrası Dia Polisher polisaj patı ile cilalanan örneklerden, sarı lastik uygulanan örneklerden ve Sof-Lex disk ile cilalanan örneklerden daha fazla renk değişimi göstermiştir. Buna ilaveten, test materyalleri ve uygulanan polisaj yöntemleri birlikte değerlendirildiğinde renk değişim değerleri arasında belirgin bir fark olduğu saptanmıştır.

Rezin yapılı restoratif materyallerde renk değişimi birkaç mekanizmayı birden içeren karmaşık bir fenomendir [257]. Ekzojen renklendiricilerin yapıya adsorpsiyonu ve absorpsiyonu kompozit rezinlerde renklenmeye neden olan dış faktörlerdendir. [258]. Parlaklığın fazla, yüzey pürüzlülüğünün az olması, dışsal renklemelerin adsorpsiyonu ve absorpsiyonunu engelleyen önemli faktörlerdir [259]. Polisaj yöntemlerinin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini karşılaştıran çalışmalarda, cilalamanın kompozit yüzeyinde pürüzsüz bir yüzey meydana getirdiği gösterilmiştir [260]. Literatür incelemesinde, elmas partiküllü polisaj patlarının alüminyum partiküllü olanlara göre daha düzgün yüzeye neden olduğu [261] ve polisaj teknikleri ile elmas partiküllü polisaj patlarının birlikte kullanımının bazı tekniklerde renklenmeyi azalttığı gösterilmiştir [250, 262]. Mekanik cilamada aşındırıcı partiküllerin küçülmesi ile yüzey pürüzlülüğünün azalması, parlaklığın artması ve renklenmenin azalması beklenebilir. Diğer bir deyişle kullanılan farklı polisaj tekniklerinin elmas cila patı ile kombine edilmesi sonucunda renklenmenin azaltılması mümkündür. Ancak kullanılan kompozitin özellikleri de bu konuda önemli rol oynamaktadır. Nitekim çalışma sonuçlarımıza göre, zımpara uygulaması sonrası Dia Polisher pat ile polisaj yapılan hibrit seramikler arasında Lava Ultimate ve Vita Enamic benzer değerler sergilerken, rezin nano seramik Cerasmart örnekler ısısal döngü uygulaması sonrası en az renk değişimi göstermiştir. Bu sonuç, rezin nano seramik yapısındaki Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerinin farklı oranda doldurucu

içermesine bağlanabileceği gibi, Cerasmart ve Vita Enamic materyallerinin farklı organik matris yapısındaki organik–inorganik yapı bağlantısından kaynaklanabilir.

Çalışma sonuçlarımıza göre Dia Disk ile polisaj yapılan Vita Enamic en fazla renk değişimine uğramıştır. Smales ve Gerke [257] pürüzlü yüzeylerin boyayıcı maddelerin emilimi ile renklenebileceğini , ancak yüzey pürüzlülüğü ile renklenme arasında her zaman bir ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada test edilen materyaller ve polisaj yöntemleri birlikte değerlendirildiğinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü Dia Disk uygulanan Lava Ultimate ve Cerasmart örnekler ile sarı lastik uygulanan Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinde görülmüştür. Bu sonuç, hibrit seramiklerin klinik başarısında materyale uygun bitirme ve polisaj yönteminin önemini göstermektedir.

Son yıllarda hastaların estetik beklentilerinin artması ve CAD CAM sistemlerindeki teknolojik gelişmeleri paralel olarak hibrit seramik materyallerin kullanımı popüler hale gelmiştir. Yaptığımız çalışma sonrası elde ettiğimiz bulgulardan yola çıkarak, farklı bitirme ve polisaj işlemleri ve ısısal döngü uygulanan rezin yapılı CAD/CAM materyallerine ait yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi değerlerinin, test materyallerinin yapısal özelliklerine ve kullanılan bitirme ve polisaj sistemleri arasındaki farklılıklara bağlı olarak değişebildiği görülmüştür. Bu nedenle, rezin yapısındaki bu materyallerin renk stabilitelerini ve yüzey özelliklerini uzun dönem devam ettirememelerinin bu materyallerin dezavantajları olabileceği düşünülmektedir.

Bununla birlikte bu çalışma bir takım sınırlamalar içermektedir;

- Çalışmada 3 farklı CAD/CAM hibrit seramik materyali kullanılmış ve bunların kendi aralarında karşılaştırmaları yapılmıştır. Materyal türlerinin arttırılması ile daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.
- Çalışmada hazırlanan hibrit seramik örnekleri düz yüzeylere sahiptir. Ancak ağız içerisindeki restorasyonlar içbükey ve dışbükey yüzeylere sahiptirler. Dolayısıyla ağız ortamının tamamen yansıtılması için klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.
- Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü 2 boyutlu mekanik profilometre ile yapılmıştır. Optik profilometrelerin ya da SEM ve AKM gibi 3 boyutlu cihazların kullanımı ile daha detaylı bilgiler sağlanabilir.

- Renk ölçümü kolorimetre cihazı ile yapılmıştır. Spektrofotometre ve spektoradyometre gibi farklı renk ölçüm cihazlarının kullanımı ile daha ayrıntılı bilgiler elde edilebilir.
- Çalışmada renklendirici ajan kullanılmamıştır. Çok sayıda farklı renklendirici ajan kullanımı neticesinde daha detaylı bilgiler elde edilebilir.



6. SONUÇ

Farklı yüzey işlemlerinin, Vita Enamic, Lava Ultimate, Cerasmart estetik CAD/CAM materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne ve renk stabilitesine etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Isısal döngü uygulamasının CAD/CAM materyallerinin yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerine etkisi olmadığı görülmüştür.
2. Çalışmamızda uygulanan polisaj işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka neden olduğu görülmüştür. Silikon cila lastiği uygulanan materyal yüzeyleri en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerine sahipken, zımpara sonrası elmas doldurucu pat uygulanan materyal yüzeyleri en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerini sergilemiştir.
3. Isısal döngü uygulaması, çalışmamızda test edilen CAD/CAM materyallerinde belirgin bir renk değişimine neden olmuştur.
4. Çalışmamızda uygulanan polisaj işlemleri arasında renk değişim değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmuştur. En fazla renk değişimi, iki aşamalı elmas aşındırıcı cila diski ile polisajı yapılan örneklerde görülmüştür.
5. Polimer infiltre seramik ağ yapılı Vita Enamic materyali rezin nano seramik yapılı Lava Ultimate materyaline göre belirgin olarak daha fazla renk değişimi göstermiştir.
6. Çalışmamızda bulunan renk değişimi değerleri klinik olarak kabul edilebilir, renk değişim sınırının altında bulunmuştur.
7. Yüzey pürüzlülüğü değerleri ise bakteri, retansiyonuna neden olduğu bildirilen eşik R_a değerlerinin altında bulunmuştur.



KAYNAKÇA

1. Ulusoy, M., & Aydın, K. (2003). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
2. Beydemir, B., & Dalkız, M. (2002). *Protetik diş tedavisinde teşhis ve planlama*. Ankara: GATA Basım.
3. Nakamura, T., Ohyama, T., Imanishi, A. , Nakamura T. , Ishigaki, S. (2002). Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 29, 951–955.
4. Yavuz, A., & Toksavul, Ö. (1999). Tüm seramik kronların kırılma dayanıklılıklarının seramometal restorasyonlarla karşılaştırılması. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 20, 102–110.
5. Potiket, N., Chiche, G., & Finger, I. M. (2004). In vitro fracture strenght of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dent*, 92, 491–5.
6. Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30, 564–569.
7. Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 26, 34–42.
8. He, L. H., & Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials*, 27(6), 527–534.
9. Nguyen, J. F., Ruse, D., Phan, A. C., & Sadoun, M. J. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93(1), 62–67.
10. Tural Zeynep, Yamaner Işıl Damla Şener, T. B. E. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi . *Atatürk Üniversitesi Diş Hekekimliği Fakültesi Dergisi*, 157–166.
11. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2006). *Craig's restorative dental materials*. In: *Scope and history of restorative materials 12th ed*. St. Louis: Mosby Elsevier Inc.
12. DW., J. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29, 621–644.
13. Kırmalı, Ö. (2014). Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 316.
14. Sarıkaya, E. R. (2007). *Farklı porselen materyallerinde polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkisinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

15. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. In: Denry IL *All-Ceramic Restorations*, 4th ed. St Louis Missouri, Mosby Elsevier.
16. Van Dijken, J. W. (1999). All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry*, 20(12), 1115–1124.
17. JW, M. (1980). *The Science and Art of Dental Cramics*, Vol II. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago, Berlin, Rio de Janerio, Tokyo.
18. 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, İstanbul.
19. Wildgoose, D. G., Johnson, A., & 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.
20. Shillingburg, H. T. (2010). *Sabit protezin temelleri*. (K. Unsal & A. Uşumez, Eds.) (3rd ed.). Quintessence Yayıncılık.
21. Can, G., Ersoy, E., & Aksu, M. L. (2014). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Yurtmim Yayıncılık.
22. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., & Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41–48.
23. Akın, E. (1978). *Diş hekimliğinde porselen*. İstanbul: Yenilik Basımevi.
24. Johnston, J. F., Phillips, R. W., & Dykema, R. W. (1971). *Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics*. WB Saunders Company.
25. Toksavul, S. Ulusoy, M. Yılmaz, G. (1993). Tüm seramik kronlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 14(2), 21–26.
26. JW, M. (1979). *The science and art of dental ceramics*. Chicago: Quintessence Publishing.
27. O'Brien, W. (2008). *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing Company.
28. Hondrum, S. O. (1992). A review of the strenght properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6), 859–862.
29. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 305-354.
30. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D. (1979). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Chicago: Quintessence Publishing Company.

31. Akın, A. (2011). *Cad/Cam ve preslenebilir tüm seramik sistemleri ile yapılan kronların marjinal ve internal uyumlarının in vivo ve in vitro karşılaştırmalı olarak araştırılması*. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
32. Ural, Ç. (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve Cad-Cam uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 1, 27–38.
33. Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., & Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28(7), 529–535.
34. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., & Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*, 22(1), 49–60.
35. Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18–32.
36. Giordano, R. A., Pelletier, L., Campbell, S., & Pober, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73(5), 411–8.
37. Zaimoğlu, A., & Can, G. (2011). *Sabit protezler* (31st ed.). Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 139-153.
38. Bayındır Funda, U. İ. H. (2007). All -ceramic crown systems. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (2), 33–42.
39. Wall, J. G., & Cipra, D. L. (1992). Alternative crown systems; Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice. *Dental Clinics of North America*, 36, 762–85.
40. Biomaterial, C., & Zahnfabrik, V. (1994). Fracture Strength of All-Ceramic Crowns, 7(4), 329–338.
41. Wall, J. G., & Cipra, D. L. (1992). Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 36(3), 765–782.
42. Grossman, D. G., & Janet LM, J. (1987). Glass-ceramic compositions for dental constructs. *Us Patent*, 4, 652.312.
43. Şenyılmaz, P., Çiftçi, Y., Canay, Ş., & Şiranlı, A. (2004). Tam seramik restorasyonlar. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*, 6(2), 32–37.
44. Qualtrough, A. J. E., & Piddock, V. (1997). Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 25(2), 91–95.
45. Höland, W. (1997). Biocompatible And Bioactive Glass-Ceramics - State Of The Art And New Direction. *Journal Of Non-Crystalline Solids*, 219, 192–197.

46. Rosenblum, M. A., & Schulman, A. (1997). Review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128(3), 298–307.
47. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10–5.
48. 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), 557–62.
49. Heintze, S. D. (1998). Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2), indication, clinical aspects, prognosis. *Ivoclar-Vivadent-Report*, 12.
50. Ersu, B., Doç, Y., Yüzügüllü, B., & Canay, P. Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda Cad/Cam uygulamaları Cad/Cam applications in fixed restorations. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(2), 58–72.
51. Russell, M. M., Andersson, M., Dahlmo, K., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1995). A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence International*, 26(11), 757–63.
52. Ottl, P., Piwowarczyk, A., Lauer, H. C., & Hegenbarth, E. A. (2000). The Procera AllCeram system. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 20(2), 151–161.
53. Van Der Zel, J. M., Vlaar, S., de Ruiter, W. J., & Davidson, C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(3), 261–7.
54. W., O. (2002). *Dental porcelain*. In: A Dickson, ed. *Dental materials and their selection* (3rd ed.). London: Quintessence Publishing Company.
55. Qualtrough, A. J., & Piddock, V. (1999). Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dental Update*, 26(2), 65–72.
56. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H. C., & Kuretzky, T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontic*, 14(1), 39–45.
57. Bachhav, V. C., & Aras, M. A. (2011). Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence International*, 42, 173–82.
58. Palin W, T. B. F. (2005). Trends In Indirect Dentistry:8. Cad/Cam Technology. *Dental Update*, 32, 566–572.
59. Mörmann, W. H., & Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405–426.

60. Andreas, B., & Werner, H. M. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 15, 451–6.
61. Wassermann, A., Kaiser, M., & Strub, J. R. (2006). Clinical longterm results of VITA In-Ceram classic crowns and fixed partial dentures: a systematic review. *The International Journal of Prosthodontics*, 19, 355–63.
62. Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry.State of the art. *Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301–3.
63. Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Lüthy, H., Schärer, P., & Gauckler, L. J. (2001). Realibility and strength of allceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(2), 89–106.
64. Ergun, G., Kaya, B. M., Egilmez, F., & Cekic-Nagas, I. (2013). Functional and Esthetic Rehabilitation of a Patient with Amelogenesis Imperfecta. *Journal - Canadian Dental Association*, 79, d38.
65. Ardlin, B. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 18(8), 590–5.
66. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K., Ozcan, M., & Lassila, L. V. J. (2013). Effect of surface modification on the bond strength between zirconia and resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 22(7), 529–536.
67. Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., Ergun, G., & Kaya, B. M. (2013). Light transmittance of zirconia as a function of thickness and microhardness of resin cements under different thicknesses of zirconia. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 18(2), 212–8.
68. Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., & Ergun, G. (2012). Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4, 93.
69. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 37(15), 78–87.
70. Jackson RD, M. M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *The Journal of the American Dental Association*, 131(3), 375–83.
71. Theodore, M., Harald, O., & Edward, J. (2011). *Art and Science of operative Dentistry*. (G. Sevil, Ed.) (5th ed.). Mosby Elsevier.
72. Schneider, L. F. J., Cavalcante, L. M., Silikas, N., & Watts, D. C. (2011). Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *Journal of Oral Science*, 53(4), 413–419.

73. Santerre, J. P., Shajii, L., & Leung, B. W. (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12(2), 136–151.
74. Porto, I. C., Oliveira, D. C., Rael, R. A., Ribas, K. H., Montes, M. A., & De Castro, C. M. (2011). Cytotoxicity of current adhesive systems: In vitro testing on cell cultures of primary murine macrophages. *Dental Materials*, 27(3), 221–228.
75. Cabe, J. f. M. (1999). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. (N. Emine, Ed.) (7th ed.). İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi.
76. Bayırlı, G. S., & Şirin, Ş. (1982). *Konservatif diş tedavisi*. İstanbul: Dünya Tıp Kitapevi.
77. Pearson, G. J., & Longman, C. M. (1989). Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16(1), 57–61.
78. Adil, E. (2010). *Kompozit restorasyonlarda başarısızlık nedenleri*. Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
79. Gençay, İ. A. (2005). *İndirekt porselenlerle restore edilen dişlerin , kırılma dayanımları açısından karşılaştırmalı olarak incelenmesi*. Doktora Tezi, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır.
80. Aschheim, K. W. (2014). *Esthetic Dentistry. A Clinical Approach to Techniques and Materials*. Elsevier Health Sciences.
81. Wendt, S. L., & Leinfelder, K. F. (1990). The clinical evaluation of heat treated composite resin inlays. *The Journal of the American Dental Association*, 120(2), 177–181.
82. Arocha, M. A., Basilio, J., Llopis, J., Di Bella, E., Roig, M., Ardu, S., & Mayoral, J. R. (2014). Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *Journal of Dentistry*, 42(7), 831–838.
83. Freilich, M. A., Meiers, J. C., Duncan, J. P., Eckrote, K. A., & Goldberg, A. J. (2002). Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *The Journal of the American Dental Association*, 133(11), 1524–1534.
84. Çulhanoglu, A. K. (2007). *Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit sistemlerinin bazı fiziksel özelliklerinin Ips Empress seramik sistemi ile karşılaştırılarak incelenmesi*. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
85. Freilich, M. A. (2000). *Fiber-reinforced composites in clinical dentistry*. Quintessence Publishing (IL).
86. Aydın, C., Yılmaz, H., Korkmaz, T., Atlı, Y., & Zan, T. (1998). Değişik kron-köprü veneer materyallerinin sertliklerinin incelenmesi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 1(2), 93–96.

87. Kurt, E. Ç., Özdoğan, M. S., & Yılmaz, H. (2006). Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 16(2), 52–60.
88. De Freitas, C. R., Miranda, M. I., de Andrade, M. F., Flores, V. H., Vaz, L. G., & Guimarães, C. (2002). Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class 2 preparations with resin composite or cerome. *Quintessence International*, 33(8), 589–94.
89. Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of lightcured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33–40.
90. Miyasaka, M., Miura, H., Nagatomi, H., & Yoshimine, M. (2008). The effects of various finishing materials on the gloss and the color change of indirect prosthetic resin composites. *Journal of Medical and Dental Sciences*, 55(1), 1–6.
91. Yağlı Birler, D., Bural, C., Geçkili, O., Esra, S., & Bayraktar, G. (2012). The use of ceromer systems in prosthetic dentistry. *The Journal of Dental Faculty of Atatürk University*, 105–112.
92. KF., L. (2005). Indirect posterior composite resins. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 26(7), 495–503.
93. Kramer, C., Suzuki, S., & Suzuki, S. H. (1997). Enamel wear against resin composite and ceramic crown and bridge materials. *Journal of Dental Research*, 76, 320–25.
94. Kakaboura, A., Rahiotis, C., Zinelis, S., Al-Dhamadi, Y. A., Silikas, N., & Watts, D. C. (2003). In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dental Materials*, 19(5), 393–8.
95. Park, S., Yoo, Y., & Shin, J. (2016). Marginal and internal fit of nano-composite CAD / CAM restorations. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 7658, 37–43.
96. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Oezcan, M., & Haemmerle, C. H. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental Materials Journal Materials Journal*, 31, 377–383.
97. Rocca, G. T., Bonnafous, F., Rizcalla, N., & Krejci, I. (2010). A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 273–275.
98. Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Egilmez, F., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2015). Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthodontic Research*, 1–9.
99. R, G. (2006). Materials for chairside cad/cam-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14S–21S.

100. Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382–393.
101. Koller, M., Arnetzl, G. V., Holly, L., & Arnetzl, G. (2011). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *International Journal of Computerized Dentistry*, 15(2), 159–64.
102. Kara, H. B., Dilber, E., Koc, O., Ozturk, A. N., & Bulbul, M. (2012). Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers in medical science*, 27, 267–72.
103. Baehr, N., Keul, C., Edelhoff, D., Eichberger, M., & Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Materials Journal*, 32, 492–501.
104. Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819–1829.
105. Goncalves, F., Azevedo, C. L., Ferracane, J. L., & Braga, R. R. (2011). Bis-GMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dental Materials*, 27(6), 520–526.
106. Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From artisanal to CAD-CAM Blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of dental research*, 1–9.
107. Swain, M. V., Coldea, A., Bilkhair, A., & Guess, P. C. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*, 32(1), 34–42.
108. Nguyen, J. F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials*, 28(5), 529–534.
109. Nguyen, J. F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2013). Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure. *Dental Materials*, 29(5), 535–541.
110. Anusavice, K. J. (1996). *Phillips' Science of Dental Materials*. Philadelphia.: WB Saunders Company.
111. Kelly, J. R., Nishimura, I., Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75 (1), 18–32.
112. Goldstein, G. R., Barnhard, B. R., Penugonda, B. (1991). Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65 (5), 627– 634.

113. Ölmez, A., & Kisbet, S. (2013). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115–22.
114. Bayne, S. C., TJ, Y., & Taylor, D. F. (2002). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. (T. . Roberson, H. Heymann, & E. Swift, Eds.). Mosby.
115. Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: A state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379–97.
116. GB, D. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar* (1st ed.). Ankara: Güneş Kitabevi.
117. O'Brien, W. J. (2002). Abrasion, Polishing and Bleaching. *Dental materials and their selection*. Canada: Quintessence, 156-164.
118. Yılmaz, İ., Güllü, M., Baybura, T., & Erdoğan, O. A. (2002). Renk uzayları ve renk dönüşüm programı. *Journal of science*, 2(2), 19–35.
119. Kahramanoğlu, E., & Kulak Özkan, Y. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(4), 339–347.
120. Watts, A., & Addy, M. (2001). Tooth discolouration and staining: A review of the literature. *British Dental Journal*, 190, 309–316.
121. Fischer, J. (1999). *Esthetics and prosthetics, an interdisciplinary consideration of the state of the art*. Berlin: Quintessence Publishing Company.
122. Craig, R. G. (1989). *Restorative dental materials*. (C. M. Co., Ed.) (8th ed.). St. Louise.
123. Ulusoy, M., & Toksavul, S. (1992). Kron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 13, 29–36.
124. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2001). *Contemporary Fixed Prosthodontic*. C.V. Mosby.
125. Joiner, A. (2004). Tooth color: a rewiev of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3–12.
126. Seghi, R. R., Johnston, W. M., O'Brien, W. J. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56 (1), 35– 40.
127. Guler, A. U., Kurt, S., & Kulunk, T. (2005). Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(5), 453–458.
128. Paravina RD, P. J. (2004). Esthetic color training in dentistry. *St. Louis; Elsevier Mosby*, 3–33.
129. Turgut, S., & Bağış, B. (2012). Color in dentistry and color measuring methods. *The Journal of Dental Faculty of Atatürk University*, (5), 65–75.

130. Karamouzos, A., Papadopoulos, M. A., Kolokithas, G., & Athanasiou, A. E. (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 613–621.
131. Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Lorenzo Luengo, M. C., Vicente, P., Galindo, P., & Martín Casado, A. M. (2015). A comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 65–70.
132. Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38(SUPPL. 2), 2–16.
133. Sharma, G., Wu, W., & Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research and Application*, 30(1), 21–30.
134. Wee, A. G., Lindsey, D. T., Shroyer, K. M., & 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.
135. 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.
136. Bayındır, F., & Wee, A. (2006). The use of computer aided systems on tooth shadematching. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30, 40–46.
137. O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (3rd ed.). London: Quintessence Publishing Company, 24–37.
138. Douglas, R. D., & Brewer, J. D. (1998). Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(3), 254–260.
139. Chu, S. J., Devigus, A., & Mieleszk, A. J. (2004). Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. In *Quintessence Publishing Company* (pp. 6–14). Chicago.
140. Douglas, R. D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), 166–70.
141. Geary, J. L., & Kinirons, M. J. (1999). Colour perception of laboratory-fired samples of bodycoloured ceramic. *Journal of Dentistry*, 27(2), 145–148.
142. Reich, S., & Hornberger, H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 44–49.
143. Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642–648.

144. Keyf, F., Uzun, G., & Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52–8.
145. G., K. (1991). Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence international*, 22(7), 525–531.
146. Wee, A. G., RANG, E. Y., Johnston, W. M., & Seghi, R. R. (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade matching systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12 (5), 271–80.
147. Aladağ, A., Çömlekçioğlu, E., & Yılmaz, G. (n.d.). Farklı renk anahtarlarının metal kronların renk uyumlarına etkisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1(1), 8–17.
148. Analoui, M., Papkosta, E., Cochran, M., Matis, B. (2004). Designing visually optimal shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(4), 371–376.
149. Lath, D. L., Wildgoose, D. G., Guan, Y. H., Lilley, T. H., Smith, R. N., & Brook, A. H. (2006). A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *The Journal of Clinical Dentistry*, 18 (1), 17–20.
150. Wee, A. G., Lindsey, D. T., Kuo, S., & Johnston, W. M. (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, 22(6), 553– 9.
151. Yamanel, K., Çağla, A., Özcan, M., Gülşah, K., & Bağış, B. (2010). Assesment of color parameters of composite resin shade guides using digital imaging versus colorimeter. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 379–90.
152. Dancy, W. K., Yaman, P., Dennison, J. B., O'BRIEN, W. J., & Razzoog, M. E. (2003). Razzoog M. Color measurement as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15 (2), 114–21.
153. Boenke, K. M., & O'Brien, W. J. (1999). Coverage error of a new three dimensional shade guide [abstract 2214]. *Journal of Dental Research*, 78:382.
154. Ishikawa-Nagai, S., Ishibashi, K., Tsuruta, O., & Weber, H. P. (2005). Reproducibility of tooth color radation using a computer color- matching technique applied to ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 129–137.
155. Sproull, R. C. (1973). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 29 (5), 556–566.
156. Lee, Y. K., LIM, B. S., Kim, C. W., & Powers, J. M. (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 13(3), 179–86.
157. De Jager, N., Feilzer, A. J., & Davidson, C. L. (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials*, 16, 381–388.

158. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Material Science:Materials in Medicine*, 18(1), 155–163.
159. Nergiz, I., Schmager, P., Herrmann, W., & 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., Dejou, J., & 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, 613–627.
162. Whitehead, S.A., Shearer, A.C., Watts, D.C., Wilson, N. H. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421–427.
163. İnan, H., Bağış, B., & Tamam, E. (2010). Tam Protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 16(1), 35–43.
164. Verran, J., Rowe, D. L., Cole, D., & 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.
165. M., J. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramics. *Operative Dentistry*, 27(2), 175–183.
166. Bancroft, J. D., & Gamble, M. (2008). Theory and practice of histological techniques. Elsevier Health Sciences.
167. Bona, A. D., Anusavice, K. J., & Hood, J. A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 248–253.
168. Cengiz, T., Mısırlıgil, A., & Aydın, M. (2004). *Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji*. Ankara: Güneş Kitabevi.
169. Chapman, S. K. (1986). *Working with a scanning electron microscope*, Lodgegemark Pres Chislehurst. Lodgegemark Press.
170. Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3), 87–97.
171. Silikas, N., Watts, D. C., England, K. E. R., & Jandt, K. D. (1999). Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). *Journal of Dentistry*, 27, 137–144.

172. Catalbas, B., Uysal, T., Nur, M., Demir, A., & Gunduz, B. (2010). Effects of thermocycling on the degree of cure of two lingual retainer composites. *Dental Materials Journal*, 29(1), 41–46.
173. Morresi, A. L., D’Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D’Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308.
174. Barclay, C. W., Spence, D., & Laird, W. R. E. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(12), 886–894.
175. Ernst, C. P., Cortain, G., Spohn, M., Rippin, G., & Willershausen, B. (2002). Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: An in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. *Dental Materials*, 18(4), 351–358.
176. Pop-Ciutrla, I. S., Dudea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cîmpean, S. I., & 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.
177. Azer, S., S., Drummond, J. L., Campbell, S. D., & El Moneim Zaki, A. (2001). Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(6), 624–631.
178. Griggs, J. A. (2007). Recent advances in materials for All-Ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 713–727.
179. Aboushelib, M. N., & Elsafi, M. H. (2015). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dental Materials*, 32(4), 529–534.
180. Awada, A., & Nathanson, D. (2014). Mechanical properties of resin-ceramic CAD / CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587–593.
181. Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., Ii, M., & H, V. Z. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD / CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal*, 34(6), 881–887.
182. Acar, O., Yilmaz, B., & Altintas, H. (2015). Color stainability of CAD / CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71–75.
183. Al-harbi, F. A., Ayad, N. M., Arrejaie, A. S., Bahgat, H. A., & Baba, N. Z. (2015). Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairsides CAD / CAM Material. *American College Of Prosthodontists*, 1–7.
184. Thompson, V. P., Opdam, N. J., Zhang, Y., & Cam, C. A. D. (2015). Fatigue resistance of CAD / CAM resin composite molar crowns. *Dental Materials*, 32(4), 499–509.

185. Güth, J. F., Almeida, J. S., Sc, M., Beuer, F. F., & Edelhoff, D. (2016). Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD / CAM - fabricated long-term provisional prosthesis : A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107, 1–6.
186. Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7, 118–122.
187. Mo, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., Mehl, A., & Cam-materials, C. A. D. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD / CAM materials : Two-body wear , gloss retention , roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 113–125.
188. Bona, A. Della, & Kelly, J. R. (2008). restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 139(September), 8–13.
189. Awad, D., Stawarczyk, B., & Ing, D. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD / CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 534–540.
190. Fasbinder, D. J., & Neiva, G. F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD / CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56–66.
191. Amaya-pajares, S. P., Ritter, A. V, & 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*, 00(00), 1–15.
192. Yew, H. Z., Berekally, T. L., & Richards, L. C. (2013). A laboratory investigation of colour changes in two contemporary resin composites on exposure to spices. *Australian Dental Journal*, 58(4), 468–477.
193. Schmitt, V. L., Puppini-Rontani, R. M., Naufel, F. S., Nahsan, F. P. S., Alexandre Coelho Sinhoreti, M., & Baseggio, W. (2011). Effect of the polishing procedures on color stability and surface roughness of composite resins. *ISRN dentistry*.
194. Da Costa, J., Adams-Belusko, A., Riley, K., & Ferracane, J. L. (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 38(2), 123–128.
195. Anusavice, K. J., Kakar, K., & Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses ? *Clinical Oral Implants Research*, 18(s3), 218–231.
196. Korkmaz, T. (2008). Color stability of glazed and polished dental porcelains. *American College Of Prosthodontists*, 17(69), 20–24.
197. El-mowafy, O., McComb, D., Meyers, G., & Peters, T. (1995). CHANGE OF ADDRESS: University of Washington. *Operative Dentistry*, 20(3), 128.

198. Han, G., Kim, J., Lee, M., Chae, S., Lee, Y., & Cho, B. (2014). Performance of a novel polishing rubber wheel in improving surface roughness of feldspathic porcelain. *Dental Materials Journal*, 33(6), 739–748.
199. Stoll, R., Seitner, T., Schulte, A., & Stachniss, V. (1996). The use of polishing systems on the surface of different ceramic materials. *CAD/CAM in Aesthetic Dentistry*, Quintessence Publishing, 589e97.
200. 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, 538–546.
201. Kemaloglu, H., Karacolak, G., & Turkun, L. S. (2016). Can Reduced-Step Polishers Be as Effective as Multiple-Step Polishers in Enhancing Surface Smoothness ? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1–10.
202. Bashetty, K., & Joshi, S. (2010). The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(1), 34–39.
203. Ereifej, N. S., & Oweis, Y. G. (2013). The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Operative Dentistry*, 38(1), 9–20.
204. Relevance, C. (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with. *Operative Dentistry*, 31(5), 577–583.
205. Ahmad, R., Morgano, S. M., Wu, B. M., & Giordano, R. A. (2005). An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 421–429.
206. Barbosa, S. H. (2005). Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled , hybrid and packable composite resins. *Brazilian Dental Journal*, 16(1), 39–44.
207. Derand, P., Vereby, P., & T, C. D. (1999). Wear of low-fusing dental porcelains. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(4), 460–3.
208. Dds, K. Y., & Özkan, P. (2010). The methods for the generation of smoothness in dental ceramics. *Compendium of continuing education in dentistry*, 31(1), 30–2.
209. Jager, N. De, Feilzer, A. J., Davidson, C. L., & K, V. V. M. (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials*, 16, 381–388.
210. Hulterstrom, A. K., & Bergman, M. (1993). Polishing systems for dental ceramics. *Acta odontologica Scandinavica*, 51(4), 229–234.
211. Al-Nawas, B., Grötz, K. A., Götz, H., Heinrich, G., Rippin, G., Stender, E., ... & Wagner, W. (2001). Validation of Three-Dimensional Surface Characterising Methods : Scanning Electron Microscopy and Confocal Laser Scanning Microscopy. *Scanning*, 23(4), 227–231.

212. Fasbinder, D. J., Wood, D. J., Biology, O., & Cam, C. A. D. (2006). 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.
213. Fu, M., Zaccalieroni, Z., Practice, P., & Vallnnia, G. (1996). Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *The International Journal of Prostliodortics*, 9(5), 452–459.
214. Miranda-júnior, B. T. W. G., & Oda, R. P. J. T. M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442–449.
215. Bollenl, C. M., Lambrechts, P., & 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.
216. Maria, J., Boaventura, C., Nishida, R., Elossais, A. A., Lima, D. M., Mauricio, J., ... Andrade, M. F. D. E. (2013). Effect fi nishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Acta odontologica Scandinavica*, 55(November 2011), 438–443.
217. Al-wahadni, A. (2006). An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed , unglazed , and refinished ceramic materials. *Quintessence international*, 37(4), 311–318.
218. Jones, C. S., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British dental journal*, 196(1), 42–45.
219. Özarslan, M. M., Büyükkaplan, U. Ş., Barutçigil, Ç., Arslan, M., Türker, N., & Barutçigil, K. (2016). Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(1), 16–20.
220. Crispin, B. J., Seghi, R. R., & 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.
221. J. D. Brewer, C. K. Akers, D. A. Garlapo, A. S. E. S. (1985). Spectrometric analysis of the influence of metal substrates on the color of metal- ceramic restorations. *Journal of Dental Research*, 64(1), 74–77.
222. Yılmaz, K., & 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.
223. Nickell, S. (1994). Influence of window size in small-window colour measurement , particularly of teeth. *Physics in Medicine and Biology*, 39, 1133–1142.
224. Gonuldas, F., Yılmaz, K., & 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.

225. Herrera, L. J., Yebra, A., & Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38, 57–64.
226. Pazinato F., Campos B., Costa L., A. M. (2003). Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations Efeito do número de ciclos térmicos na microinfiltração de. *Pesqui Odontol Bras*, 17(4), 337–341.
227. M, Ö. (2003). Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to- metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 194–203.
228. Schmid-Schwap, M., Graf, A., Preinerstorfer, A., Watts, D. C., Piehslinger, E., & Schedle, A. (2011). Microleakage after thermocycling of cemented crowns - A meta-analysis. *Dental Materials*, 27(9), 855–869. doi:10.1016/j.dental.2011.05.002
229. Amaral, F. L. B., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. M. (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.
230. Li, H., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*, 18(3), 189–196.
231. Doerr, C. L., & Hilton, T. J., and Hermes, C. B. (1996). Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. *American journal of dentistry*, 9(1), 19–21.
232. Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99.
233. De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., & 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.
234. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2012). Estimation of the surface gloss of dental nano composites as a function of color measuring geometry. *American Journal of Dentistry*, 25(4), 220–226.
235. Reis, Â. F., Giannini, M., & Lovadino, Â. R. (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, 19, 12–18.
236. Say EC, Civelek A, N. A. (2003). Wear and microhardness of different resin composite materials. *Operative Dentistry*, 28(5), 628–634.
237. Sarac, D., Sarac, Y. S., Kulunk, S., Ural, C., & Kulunk, T. (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(1), 33–40.
238. Aravind, P., Razak, P. A., Francis, P. G., Issac, J. K., Shanoj, R. P., & Sasikumar, T. P. (2013). Comparative Evaluation of the Efficiency of Four Ceramic Finishing Systems. *Journal of international oral health*, 5(5), 59–64.

239. Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J., & Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 74–78.
240. Flury, S., Lussi, A., & Zimmerli, B. (2010). Performance of different polishing techniques for direct CAD / CAM ceramic restorations. *Operative Dentistry*, 35(4), 470–481.
241. Dijken, V. (1997). Comparative evaluation of polishing systems on the surface of three aesthetic materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24, 888–894.
242. Camacho, G., Panzeri, H., Nonaka, T., & Gon, M. (2006). Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Brazilian Dental Journal*, 17(3), 191–194.
243. Yap, A. U. J., Lye, K. W., & Sau, C. W. (1997). Surface characteristics of toothcolored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Operative Dentistry*, (22), 260–265.
244. Lu, H., Roeder, L. B., & Powers, J. M. (2003). Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, 297–304.
245. Pala, K. (2013). *Ön ısıtma ve farklı polisaj sistemleri kullanımının posterior kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve sertliğine etkisi*. Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri.
246. Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211–222.
247. Horsted-Bindslev, N., & Mjør, I. A. (1988). Esthetic restoration in Modern Concepts. *Operative Dentistry*, Copenhagen: Munksgaard, 190–246.
248. Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials*, 30(4), 424–432.
249. Douglas, W. H., & Craig, R. G. (2014). Resistance to extrinsic stains by hydrophobic composite resin systems. *Journal of Dental Research*, 61(1), 41–43.
250. Ertaş, E., Güler, A. U., Yücel, A. C., Köprülü, H., & Güler, E. (2006). Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dental Materials Journal*, 25(2), 371–376.
251. Güler, A. U., Güler, E., Yücel, A. C., & Ertaş, E. (2009). Effects of polishing procedures on color stability of composite resins. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 17(2), 108–112.
252. Gönülol, N., & Yilmaz, F. (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *Journal of Dentistry*, 40(SUPPL.2), 64–70.

253. Gajewski, V. E. S. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption / solubility. *Brazilian Dental Journal*, 23(5), 508–514.
254. Lu, H., Roeder, L. B., Lei, L., & Powers, J. M. (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 17(2), 102–108.
255. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., K. Vallittu, P., & V. J. Lassila, L. (2013). Short and long term effects of additional post curing and polishing systems on the color change of dental nano-composites. *Dental Materials Journal*, 32(1), 107–114.
256. Lawson, N. C., D, P., Burgess, J. O., & Dd, S. (2015). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD / CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1–6.
257. Smales, R. J., & Gerke, D. C. (1992). Clinical evaluation of light-cured anterior resin composites over periods of up to 4 years. *American Journal of Dentistry*, 5(4), 208–212.
258. Vichi, A., Fraioli, A., Davidson, C. L., & Ferrari, M. (2007). Influence of thickness on color in multi-layering technique. *Dental Materials*, 23(12), 1584–1589.
259. Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., & Meyer, J. M. (1994). Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dental Materials*, 10(6), 353–362.
260. Ergücü, Z., & Türkün, L. S. (2007). Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Operative dentistry*, 32(2), 185–192.
261. St-Georges, A. J., Bolla, M., Fortin, D., Muller-Bolla, M., Thompson, J. Y., & Stamatiades, P. J. (1999). Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Operative dentistry*, 30(5), 593–7.
262. Guler, A. U., Yilmaz, F., Kulunk, T., Guler, E., & Kurt, S. (2005). Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(2), 118–124.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AÇAR, Burcu
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 20.11.1988 Sivas
Medeni hali : Bekar
Telefon : -
e-mail : dt.burcuacar@hotmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi	2016
Lisans	Hacettepe üniversitesi diş hekimliği	2012
Lise	Sivas Lisesi	2006

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
.....		

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

.....

Hobiler

.....



GAZİ GELECEKTİR...

