



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

**DOKTORA
TEZİ**

**ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT
CAM SERAMİK MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

MATLAB NADIROV

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EKİM 2020



**ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK
MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Matlab NADIROV

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

EKİM 2020

*Doktora eğitimime birlikte başladığım ani bir şekilde aramızdan ayrılan saygı
değer hocam Prof. Dr. Yavuz BURGAZ'a ithaf olunur.*

Matlab NADIROV tarafından hazırlanan “ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi



Tez Savunma Tarihi: 26/10/2020

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

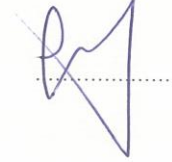
Prof. Dr. Yasemin DÜNDAR
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Matlab NADIROV tarafından hazırlanan “ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Tez Savunma Tarihi: 26/10/2020

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

Prof. Dr. Yasemin DÜNDAR
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Matlab NADIROV tarafından hazırlanan “ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Üye : Prof. Dr. Arife DOĞAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi



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

Tez Savunma Tarihi: 26/10/2020

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

Prof. Dr. Yasemin DÜNDAR
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Matlab NADIROV tarafından hazırlanan “ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Üye : Prof. Dr. Semih BERKSUN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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



Tez Savunma Tarihi: 26/10/2020

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

Prof. Dr. Yasemin DÜNDAR
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Matlab NADIROV tarafından hazırlanan “ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Üye : Prof. Dr. Özgül KARACAER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Tez Savunma Tarihi: 26/10/2020

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

Prof. Dr. Yasemin DÜNDAR
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Matlab NADIROV tarafından hazırlanan “ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Üye : Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi



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

Tez Savunma Tarihi: 26/10/2020

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

Prof. Dr. Yasemin DÜNDAR
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

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

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



Matlab NADIROV

26/10/2020

ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK
MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Matlab NADIROV

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ekim 2020

ÖZET

Bu çalışmanın amacı zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemektir. Çalışmada Celtra Duo CAD bloklardan $12 \times 12 \times 1,5$ mm boyutlarında dikdörtgen şeklinde 32'şer adet örnek hazırlanmıştır. Örnekler rastgele 4 gruba ayrılmış ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri profilometre cihazıyla yapılmıştır. Grup 1'e Luster (Hager&Meisinger GmbH, Almanya) polisaj kiti, Grup 2'e Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Almanya) polisaj kiti, Grup 3'e OptraFine (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Lihtenştayn) polisaj kiti, Grup 4'e ise, Celtra Universal Overglaze (Dentsply, DeguDent, Amerika Birleşik Devletleri) ürünüyle glaze işlemi uygulanmıştır. Daha sonra farklı yüzey işlemleri uygulanan örneklerden profilometre cihazıyla ikinci yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmıştır. Test örneklerinin yüzey pürüzlülüğü (Ra) sonuçları Eşleştirilmiş T testi ve Tek Yönlü Varyans Analizi kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, üç farklı polisaj kiti ile uygulanan mekanik polisaj işlemleri Celtra Duo CAD/CAM materyalinin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir değişikliğe sebep olmuştur ($P < 0,05$). OptraFine mekanik polisaj kiti ile uygulanan yüzey işleminin en düşük yüzey pürüzlülüğüne neden olduğu görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğü açısından glaze işleminin ise istatistiksel olarak anlamlı bir değişime neden olmadığı saptanmıştır ($P > 0,05$).

BilimKodu : 1050
AnahtarKelimeler : CAD/CAM, tam seramik, yüzey pürüzlülüğü
SayfaAdedi : 73
Danışman : Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

EVALUATION OF EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON
SURFACE ROUGHNESS OF ZIRCONIA-REINFORCED LITHIUM SILICATE GLASS
CERAMIC MATERIAL

(Ph. D. Thesis)

Matlab NADIROV

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALT SCIENCES

October 2020

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the effect of different surface treatments applied on zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic material on the surface roughness of the material. In the study, 32 samples from Celtra Duo CAD blocks in the form of a rectangle with dimensions of 12×12×1,5 mm were prepared. Samples were randomly divided into 4 groups and surface roughness measurements were made with profilometer. Luster (Hager & Meisinger GmbH, Germany) polishing kit to group 1, Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Germany) polishing kit to group 2, OptraFine (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Liechtenstein) polishing kit to group 3, Celtra Universal Overglaze (Dentsply, DeguDent, United States of America) polishing paste was applied to group 4. After different polishing procedures, second surface roughness measurements were made from the samples with profilometer. Surface roughness (Ra) results of test samples were statistically evaluated using Paired T test and One Way Variance Analysis. As a result of the study, mechanical polishing procedures caused a statistically significant change in the surface roughness of Celtra Duo CAD/CAM material ($P < 0.05$), among the groups tested, the result groups least surface roughness was found with OptraFine polishing kit. Glazing process did not cause statistically significant change on surface roughness of Celtra Duo CAD/CAM material ($P > 0.05$).

ScienceCode : 1050

KeyWords : CAD/CAM, all ceramic, surface roughness

PageNumber : 73

Advisor : Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmalarım sırasında bilgi, deneyim ve sabrıyla bana yol gösteren ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum danışman hocam Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT'a,

Mesleki ve bilimsel anlamda katkılarından dolayı başta Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cemal AYDIN, Prof. Dr. Cihan AKÇABOY ve Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR olmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalındaki öğretim üyelerine,

Doktora eğitimim boyunca tanımaktan çok mutlu olduğum dostlarım Senem ÜNVER, Meral BAĞKUR, Mustafa SOLMAZGÜL, Aziz BAĞDATLI, Sertaç BAYRAK ve Betül ARSLAN başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatımda her zaman yanımda olan, sonsuz sevgi ve emekle desteğini esirgemeyen abim Tariyel NADİROV ve Vugar SALİMOV olmak üzere güzel aileme,

Her zaman yanımda olan, sabır ve anlayış gösteren eşim Sabina İMAMGULIYEVAY'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tanımı ve Tarihçesi	3
2.2. Dental Seramiklerin Özellikleri	4
2.3. Tam Seramiklerin Avantajları.....	4
2.4. Tam Seramiklerin Dezavantajları	5
2.5. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
2.5.1. Cam matriks seramikler	6
2.5.2. Polikristalin seramikler	8
2.5.3. Rezin matriks seramikler	8
2.6. Dental Seramiklerin Üretim Teknikleri	9
2.6.1. Hasta başı CAD/CAM sistemleri.....	10
2.7. CAD/CAM Restorasyonlarda Bitirme ve Polisaj Teknikleri.....	11
2.8. Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Malzemeler	13
2.9. Bitirme ve Polisaj Aletleri.....	13
2.9.1. Elmas bitirme frezleri.....	14

	Sayfa
2.9.2. Bitirme ve polisaj disk ve bantları	14
2.9.3. Aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve aşındırıcı lastikler	14
2.9.4. Lastikler	15
2.9.5. Polisaj Patları	16
2.10. Mekanik Parlatma	16
2.11. Glaze	17
2.12. Yüzey Pürüzlülüğü.....	17
2.12.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri.....	18
2.13. Profilometreler	18
2.13.1. Mekanik profilometre	18
2.13.2. Optik profilometre.....	19
2.14. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)	19
2.15. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1. Kullanılan Materyaller	21
3.2. Örneklerin Hazırlanması	22
3.3. Hazırlanan Örneklerin Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğünün Tespiti	25
3.4. Mekanik Parlatma Tekniği Kullanılan Örnekler.....	26
3.5. Glaze tekniği uygulanan örnekler	28
3.6. Mekanik Parlatma ve Glaze İşlemleri Sonrası Örneklerin Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	29
3.7. Mekanik Parlatma ve Glaze İşlemleri Sonrası Örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobunda (AFM) Yüzey Görüntüsünün ve Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	30
3.8. İstatistiksel Değerlendirme.....	30
4. BULGULAR	33
4.1. Luster Polisaj Kiti (Grup 1) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Öncesi/Sonrası) (Ra).....	33

Sayfa

4.2. Luster Polisaj Kiti (Grup 1) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) Arasındaki Farklılığa İlişkin Eşleştirilmiş T Testi Sonucu.....	34
4.3. Vita Suprinity Polisaj Kiti (Grup 2) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) (Ra)	35
4.4. Vita Suprinity Polisaj Kiti (Grup 2) Örneklerinin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) Arasındaki Farklılığa İlişkin Eşleştirilmiş T Testi Sonucu.....	35
4.5. Optrafine Polisaj Kiti (Grup 3) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) (Ra)	36
4.6. OptraFine polisaj kiti (Grup 3) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) Arasındaki Farklılığa İlişkin Eşleştirilmiş T Testi Sonucu.....	37
4.7. Glaze (Grup 4) İşlemi Uygulanan Örneklerin Yüzey Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) (Ra)	38
4.8. Glaze (Grup 4) İşlemi Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) Arasındaki Farklılığa İlişkin Eşleştirilmiş T Testi Sonucu.....	39
4.9. Gruplar Açısından Yüzey Pürüzlülük Değerleri (Öncesi /Sonrası) Arasındaki Farklılığa İlişkin Tek Yönlü Varyans Analizi Sonucu	40
4.10. Gruplar Açısından Pürüzlülük Fark Değerleri Arasındaki Farklılığa İlişkin Tek Yönlü Varyans Analizi Sonucu.....	41
4.11. Örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskopunda Yükseklik ve Üç Boyutlu Yüzey Görüntüsü.....	42
5. TARTIŞMA	47
6. SONUÇ	59
KAYNAKLAR	61
ÖZGEÇMİŞ	73

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve malzemeler.....	22
Çizelge 3.2. Mekanik parlatma işleminde kullanılan materyaller ve kullanma süresi	26
Çizelge 3.3. Örnekler için glaze pasta fırınlama değerleri.....	29
Çizelge 4.1. Luster polisaj kiti (Grup 1) uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) (Ra)	33
Çizelge 4.2. Luster polisaj kiti (Grup 1) uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri(öncesi/sonrası)arasındaki farklılığa ilişkin eşleştirilmiş T testi sonucu	34
Çizelge 4.3. Vita Suprinity polisaj kiti (Grup 2) örneklerin pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) (Ra)	35
Çizelge 4.4. Vita Suprinity polisaj kiti (Grup 2) örneklerinin pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) arasındaki farklılığa ilişkin eşleştirilmiş T testi sonucu	35
Çizelge 4.5. OptraFine polisaj kiti (Grup 3) uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) (Ra).....	36
Çizelge 4.6. OptraFine polisaj kiti (Grup 3) uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) arasındaki farklılığa ilişkin eşleştirilmiş T testi sonucu	37
Çizelge 4.7. Glaze (Grup 4) işlemi uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) (Ra).....	38
Çizelge 4.8. Glaze (Grup 4) işlemi uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) arasındaki farklılığa ilişkin eşleştirilmiş T testi sonucu	39
Çizelge 4.9. Gruplar açısından yüzey pürüzlülük değerleri (öncesi /sonrası) arasındaki farklılığa ilişkin tek yönlü varyans analizi sonucu.....	40
Çizelge 4.10.Gruplar açısından pürüzlülük fark değerleri arasındaki farklılığa ilişkin tek yönlü varyans analizi sonucu	41

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması	6
Şekil 4.1. Grup 1 (L) örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri(öncesi/sonrası) grafiği	34
Şekil 4.2. Grup 2 (V) örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) grafiği	36
Şekil 4.3. Grup 3 (O) örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) grafiği	38
Şekil 4.4. Grup 4 (G) örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) grafiği	39
Şekil 4.5. Gruplar açısından ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) grafiği	41
Şekil 4.6. Gruplar açısından pürüzlülük fark değerleri grafiği	42
Şekil 4.7. Grup 1(L) Luster polisaj kiti uygulanan örneklerin yükseklik görüntüsü...	42
Şekil 4.8. Grup 1(L) Luster polisaj kiti uygulanan örneklerin üç boyutlu yüzey görüntüsü	43
Şekil 4.9. Grup 2 (V) Vita Suprinity polisaj kiti uygulanan örneklerin yükseklik görüntüsü	43
Şekil 4.10. Grup 2 (V) Vita Suprinity polisaj kiti uygulanan örneklerin üç boyutlu yüzey görüntüsü.....	44
Şekil 4.11. Grup 3 (O) OptraFine polisaj kiti uygulanan örneklerin yükseklik görüntüsü	44
Şekil 4.12. Grup 3 (O) OptraFine polisaj kiti uygulanan örneklerin üç boyutlu yüzey görüntüsü.....	45
Şekil 4.13. Grup 4 (G) Glaze uygulanan örneklerin yükseklik görüntüsü.....	45
Şekil 4.14. Grup 4(G) Glaze uygulanan örneklerinin üç boyutlu yüzey görüntüsü	46

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları	21
Resim 3.2. Micracut 201 cihazında örneklerin kesilmesi	23
Resim 3.3. Örneklerin zımparalanması.....	23
Resim 3.4. Örneklerin kalınlıklarının ölçümleri	24
Resim 3.5. Ultrasonik temizleme aleti	24
Resim 3.6. Örneklerin gruplara ayrılması.....	24
Resim 3.7. Örneklerin pürüzlülüğünün ölçülmesi	25
Resim 3.8. Örneklerle mekanik polisaj işleminin uygulanması.....	26
Resim 3.9. Luster polisaj kiti	27
Resim 3.10. Vita Suprinity polisaj kiti.....	27
Resim 3.11. OptraFine polisaj kiti	28
Resim 3.12. Celtra universal overglaze pasta	28
Resim 3.13. Örneklerle glaze uygulanması	29
Resim 3.14. Atomik kuvvet mikroskopu (AFM).....	30

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklamalar

%	Yüzde
μm	Mikrometre
Al_2O_3	Alüminyum oksit
CaO	Kalsiyum oksit
dk	Dakika
K_2O	Potasyum oksit
La_2O_3	Lantan oksit
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
Na_2O	Sodyum oksit
nm	Nanometre
°	Derece
° C	Derece santigrat
Ra	Yüzey pürüzlülüğü ortalaması
Rms	Kök-kare pürüzlülük değeri
rpm	Devir/dakika
SiO_2	Silikat
sn	Saniye

Kısaltmalar

Açıklamalar

AFM	Atomik Küvvvet Mikroskobu
CAD/CAM	Computer Aided Desing/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim)
CEREC	CEramicREConstruction
SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskobu

Kısaltmalar**Açıklamalar****TEGDMA**

Trietilenglikol dimetakrilat

UDMA

Üretan dimetakrilat

ZLS

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde protez, kaybedilmiş dişlerin ve ilgili yapıların yapay olarak yerine konulması anlamına gelmektedir [1]. Yapılacak olan restorasyonların hasta ağızında uyumlu bir şekilde kullanılması için tedavi öncesinde iyi bir planlama yapılması ve restorasyon materyalinin endikasyona uygun şekilde seçilmesi gerekmektedir [2].

Metal destekli seramik restorasyonlar uzun yıllardır sabit restorasyonlarda kullanılmaktadır. Ancak bir takım dezavantajları nedeniyle farklı materyallerin kullanımı gündeme gelmiştir. Teknolojik gelişmeler sayesinde doğal diş yapısına daha yakın estetik özellik gösteren farklı restorasyon materyalleri üretilmiştir [3,4].

Tam seramik restorasyon materyallerinin kullanım alanları doğal dişlerin translüsensi özelliğini taklit edebilmesi ve estetik görünümleri nedeniyle her geçen gün artmaktadır.

Estetik avantajların yanı sıra tam seramik restorasyonların da dezavantajları vardır. Tam seramik restorasyonların klinik ömrü hakkında yapılan araştırmalarda en yaygın görülen teknik komplikasyon restorasyonda kırılma olarak bulunmuştur [5-7].

Bu komplikasyonların önüne geçilebilmesi için daha yüksek kırılma dayanımına sahip olan ve posterior bölgede kullanılabilen (>350 MPa) lityum disilikat seramikler üretilmiştir [8]. Son yıllarda lityum disilikatların mekanik dayanıklılığının artırılması amacıyla içerisine %10 zirkonyum dioksit ilave edilmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyaller piyasaya sunulmuştur (370-420 MPa) [9,10]. Bu materyaller aynı zamanda uygun translüsent özellik göstermektedir [11]. Tüm gelişmelere rağmen, estetik konusundaki arayışlar devam etmektedir [12].

Yeni geliştirilen restorasyon materyallerinin klinik başarısını etkileyen özelliklerden biri de materyallerin yüzey pürüzlülüğüdür. Tam seramik restorasyonlarda veneer kırıkların birçoğunun oklüzal yüzey pürüzlülüğünden kaynaklandığı düşünülmektedir [13].

Bu tez çalışmasında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat kristalize bloklardan elde edilmiş örneklerle uygulanan farklı yüzey bitirme işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğünün incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tanımı ve Tarihçesi

Silikat yapısında olan seramikler, metal olmayan bir elementin bir ya da daha fazla metalle yaptığı bileşiklerdir [14]. Bir asırdan uzun süredir restoratif materyal arayışında olan diş hekimleri direk restoratif materyal olarak amalgam, kompozitler ve restoratif simanları uzun süre başarıyla kullanmışlardır. İlk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği bildirilmiştir [15]. Doğal diş tonlarına daha yakın renkte ve şeffaf özelliğe sahip olan porselen 1838 yılında geliştirilmiştir. İlk porselen jaket kron 1903 yılında diş hekimi Charles Land tarafından yapılmış ve porselenlerin kullanımı artmıştır [14].

Metal destekli porselen restorasyonlarda metalin korozyona uğraması ve metalin lokal doku reaksiyonuna neden olması, porselen altındaki metal yansıması gibi çeşitli durumlar hekim ve hastaların estetik beklentilerini karşılayamamıştır. Metal destekli seramik restorasyonlar metal alt yapı üzerine uygulanan veneerlenmiş porselen tabakasından oluşmaktadır. Böyle bir restorasyon metal alt yapıya sahip olmasından dolayı tam seramik restorasyonlardan daha yüksek dirence sahiptir. Metalin porcelene sağladığı mekanik destek restorasyonun kullanım ömrünü uzatmaktadır [16].

Metal destekli restorasyonlardaki estetik kaygılar, lokal doku reaksiyonu, korozyon ve seramikle metal arasındaki ısısal genleşme katsayısı uyumlu olmadığında bağlanma dayanımında azalmalara neden olan dezavantajları metal desteksiz seramiklerin gelişimine olanak sağlamıştır [17]. Böylelikle günümüzde tam seramik materyallerin gelişimini hızlandırmıştır [16].

Tam seramikler, kolay üretimleri, estetik özellikleri, translüsent ve biyouyumlu olmaları, düşük termal iletkenlik özelliği, sertliklerinin ve aşınma dirençlerinin doğal dişe yakın olmaları gibi sebeplerden dolayı 100 yıldan daha uzun bir süreçte diş hekimliğinde restorasyon yapımında kullanılmaktadır [17]. Diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması sonucu tam seramik materyallerdeki gelişmeler hız kazanmıştır. Seramikler ve doğal dişler arasında renk uyumunun sağlanması ve bunun uzun süre devam etmesi, restorasyonların estetik başarı açısından önemlidir [18].

2.2. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler;

- İntraoral olarak kimyasal reaksiyonlardan etkilenmezler ve ağız ortamındaki sıvılara karşı dayanıklı materyallerdir [17, 18].
- Uzun vadede değişiklik/bozulma göstermeden, ideal estetik görünüm sağlar ve sürdürürler [18].
- Doğal dentisyona yakın bir renge, ışık geçirgenliğine ve translusentliğe sahiptirler [18].
- Isı iletkenlikleri ve ısısal genleşme katsayıları doğal diş yapısına yakındır [18, 19]
- Su emilimi yapmazlar [19].
- Çevre dokularla uyumlu materyallerdir, genellikle alerjik ve toksik reaksiyon oluşturmazlar [18-20].
- Homojen yapıdadırlar [19].
- Isı ve elektrik akımını zayıf iletirler [19, 20].
- Korozyona dayanıklıdırlar [20].
- Yüzey özellikleri, besinlerin yapışmasını engelleyerek, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabilmesine olanak sağlamaktadır [20].
- Baskı gerilimleri yüksek olmasına rağmen, çekme gerilimleri oldukça düşüktür. Gerilim yoğunlaşması sonucu dental seramik materyalinin içindeki yapısal düzensizlikler, çatlaklara yol açabilir. Porselenlerde esneme olmadığından dolayı, bu durum restorasyonlarda kırıklarla sonuçlanabilmektedir [17, 21].

2.3. Tam Seramiklerin Avantajları

1. Tam seramikler iyi ışık geçirgenliği özelliklerinden dolayı daha üstün estetik sağlamaktadır [16].
2. Biyolojik uyumu metallere kıyasla daha üstündür [16, 22].
3. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar [22, 23].
4. Isı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayıları doğal diş yapısına benzerdir [16].
5. Plak birikimi ve sıvı absorpsiyonu düşüktür [22].
6. Diş eti irritasyonuna neden olmazlar [16].
7. Renk stabiliteleri iyidir [23, 24].

2.4. Tam Seramiklerin Dezavantajları

1. Maliyetleri yüksektir [16].
2. Kırılma dayanıklılıkları düşüktür [22, 23].
3. Üretimleri özel ekipman gerektirmektedir [16].
4. Posterior bölgelerde çok üyeli gövdeli restorasyonların yapımına izin vermemektedir [23, 24].

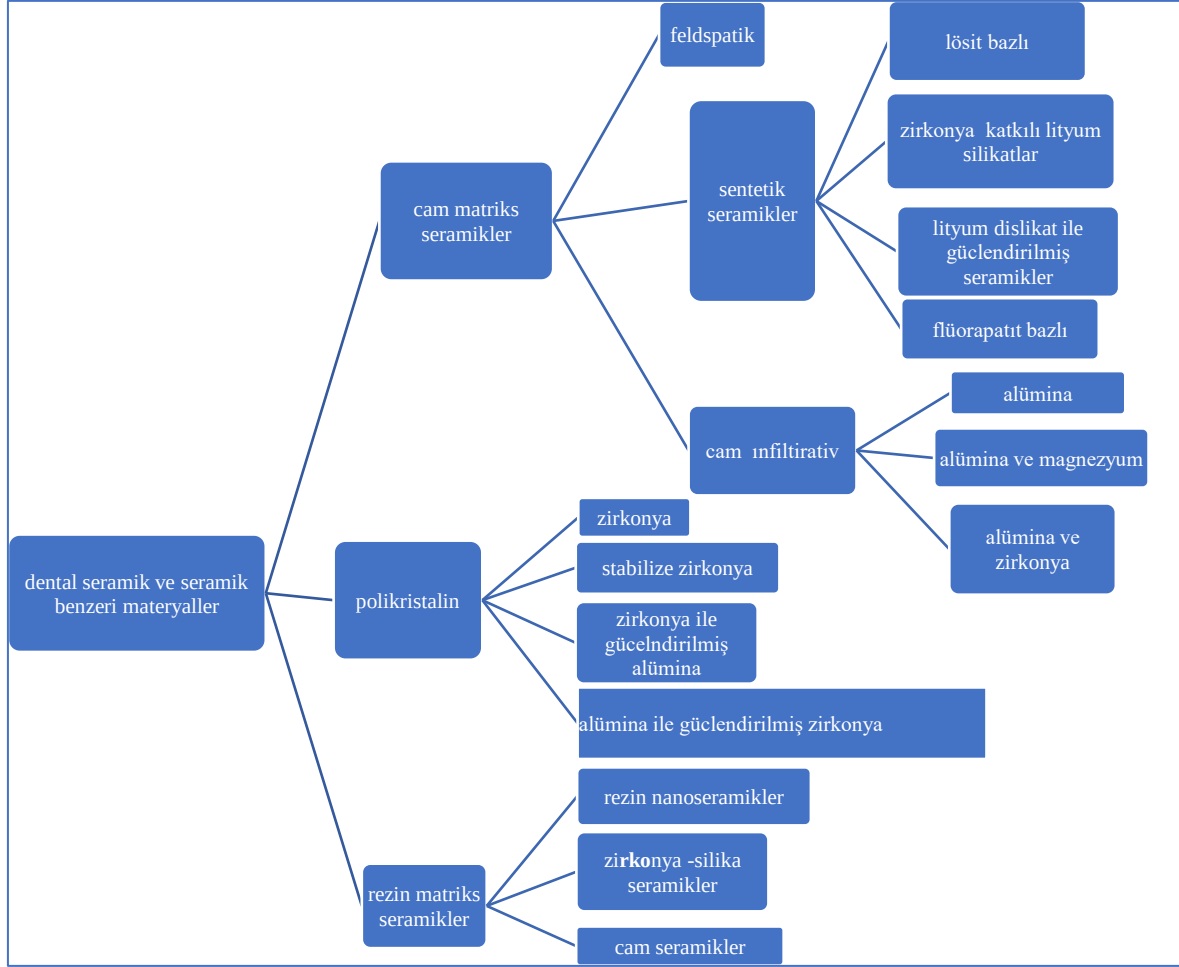
2.5. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Farklı kimyasal yapıda birçok ürün olmasından dolayı, çeşitli endikasyonlar için tam seramik materyallerin seçiminde standart oluşturulması gereklidir. Bu nedenle kompozisyon, asitlenebilme, üretim tekniği, mikroyapı, translusensi ve kırılma dayanıklılığı gibi konulara yoğunlaşan sınıflandırma sistemleri önerilmiştir [14, 25, 26].

Dental seramikler kimyasal kompozisyonlarına göre üç grupta sınıflandırılır [27]:

1. Cam-matriks seramikler: Metal olmayan, cam içeren inorganik seramikler (feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltire edilmiş seramikler).
2. Polikristalin seramikler: Metal olmayan ve cam içermeyen inorganik seramikler (alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile geliştirilmiş zirkonya).
3. Rezın-matriks seramikler. Baskın olarak inorganik dayanıklı bileşikler (porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler) içeren polimer matrikslerdir.

Bu seramik türlerini içeren güncel seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflanması Çizelge 1’de gösterilmektedir [27].



Şekil 2.1. Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması [27].

2.5.1. Cam matriks seramikler

Feldspatik seramikler ($\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{Na}_2\text{O} - \text{K}_2\text{O}$)

Kıl/kaolin (hidrat alüminosilikat), kuartz (silika) ve doğal olarak oluşan feldspardan (potasyum ve sodyum alüminosilikat içerikli) üretilen seramik materyallerdir. Feldspatik seramikler metal alaşımları ve seramik alt yapıların veneer materyali olarak, ayrıca estetik tam kron materyali olarak da kullanılmaktadır (IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Vita VMK68, Vitablocs) [14,28, 29].

Sentetik seramikler

Sentetik seramikler doldurucularına göre silikon dioksit, potasyum oksit, sodyum oksit ve alüminyum oksit içermektedir. Cam fazları ise lösite ek olarak, metallerle termal genleşme

uyumu ve gelişmiş dayanıklılık için apatit kristalleriyle kombine edilmiştir. Lösit bazlı (IPS d.Sign, Vita VM7, VM9, VM13, Noritake EX 3, Cerabien ZR); lityum disilikat ve türevleri (3G HS, IPS e.max CAD, IPS e.max Press); fluorapatit bazlı (IPS e.max Ceram, ZirPress) olarak üretilmektedir. Son zamanlarda Celtra Duo ve Vita Suprinity gibi zirkonla güçlendirilmiş lityum silikatlar da kullanıma sunulmuştur [27, 29].

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatlar

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) cam seramik Degudent Gmbh ve Fraunhofer Enstitüsü tarafından bulunmuştur. Materyal cam seramik ve zirkonyanın pozitif özelliklerini kombine etmiştir. Kristalizasyon sonrası içeriğindeki %10 zirkonya sayesinde yüksek mekanik özellikler ve estetik olarak memnun edici sonuçlara ulaşılmıştır [30].

ZLS bloklar üç aşamada üretilir. İlk aşamada bileşenleri yüksek ısıda eritilir. Daha sonra cam fazdayken kalıba alınır ve beklenir. Bu aşamada materyal kırılmandır ve frezelemeye uygun değildir. Bu yüzden termal bir ön ısıtma gerekir. Termal ön ısıtma ile nükleasyon reaksiyonu başlar, kristaller şekillenmeye ve büyümeye başlar. Bu camsı materyal, seramiğe yakın özellikler gösterir ve frezelemeye uygundur. Asıl fiziksel özelliklerine ve estetik görünümüne son kristalizasyon fırınlaması sonrası ulaşır [31]. Homojen yapısı iyi frezelenmesini ve parlatılabilmesini sağlar.

Zirkonya ile güçlendirilmiş Celtra Duo seramiği üstün bir mikroyapıya sahiptir. Materyalin cam fazına katılmış %10 zirkonya restorasyonun dayanıklılığını ve ömrünü arttırır [32]. Doğal dişe benzer optik özelliklere sahiptir, yüksek ışık geçirgenliği estetik olarak üstünlük sağlar. Mikro yapısı, IPS e.max'e göre daha ince partüküllü yapıdadır. ZLS cam seramik, bu özelliğini içindeki zirkonyaya borçludur. Celtra Duo en son kristalize halde üretilmektedir, ek ısıtma işlemi uygulanmasa da optimal yüzey pürüzsüzlüğü polisaj işlemi ile elde edilebilmektedir. Bu özelliği laboratuarda geçirilen zamanı azaltır, restorasyonun bitim işlemini hızlandırır. Sadece 15 dk polisaj işlemi uygulanan bir Celtra Duo seramiğinin cam seramiklerden iki kat daha dayanıklı olduğu belirtilmiştir. Bu seramiğin tam ve parsiyel kronlar, anterior bölgedeki köprü restorasyonlar, inley, onley, veneerler ve kişiye özel dayanakların üretiminde kullanım endikasyonu vardır [31]. Lityum disilikatlardan farklı olarak Celtra Duo'nun kristalizasyonu için ısı uygulanmasına gerek yoktur.

Vita Suprinity ilk zirkonyum destekli lityum silikat seramik materyalidir. Cam seramiğe %10 zirkonyum eklenmesi ile güçlendirilmiştir. 2005 yılında tanıtılan IPS e.max, lityum disilikat kaynaklı cam seramik olarak piyasada önemli bir yer elde etmiştir. Bu ve benzer cam seramik ürünlerin fiziksel olarak yüksek dayanımı sayesinde güvenilir olduğu kanıtlanmış ve yüksek estetik özellikleri sayesinde sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir. Vita Suprinity, bu alandaki sistemik gelişmenin devamı niteliğindedir. Asıl fiziksel özelliklerine ve estetik görünümüne son kristalizasyon fırınlaması sonrası ulaşılan noktadır. Suprinity için özel üretilmiş olan VM 11 adlı düşük ısı porseleni ile restorasyonun karakterizasyonu yapılabilir [33].

Cam infiltre seramikler

İlk cam infiltre tam seramik materyali olan In Ceram Alümina döküm tekniğiyle üretilmiştir. Üreticiye bağlı olarak içeriği Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4,5), CaO (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7) şeklindedir. Opasiteden dolayı restorasyon veneer porseleni ile tabakalanmaktadır. In Ceram Spinell, pöröz magnezyum alüminat kora cam infiltre edilmesi yoluyla üretilmektedir. In Ceram Zirkonya, In Ceram Alüminanın, Al_2O_3 kompozisyonuna stabilize zirkonyum eklenmiş şeklidir. Bu materyallerin zirkonyanın ve özellikle CAD/CAM tekniği ile üretilen tam seramiklerin artan popülaritesiyle son zamanlarda kullanımı azalmıştır [27].

2.5.2. Polikristalin seramikler

Bu seramiklerin en önemli özelliği kuvvet ve kırılma dayanıklılığı sağlayan ama düşük translüsensiye sahip ince tanecikli yapıda olmasıdır. Polikristalin seramiklerde cam fazın olmaması hidroflorik asitle pürüzlendirmeyi zorlaştırmakta ve ayrıca yüksek sıcaklıkta fırınlamaya ihtiyaç duyulmaktadır [34].

2.5.3. Rezin matriks seramikler

Rezin matriks seramikler yüksek oranda seramik içeren organik matrikse sahiptir. Bu seramikler cam matriks ve polikristalin seramiklerden daha kolay millenme ve uyumlama özelliklerine sahiptir. Rezin matriks seramik kompozisyonu oldukça çeşitlilik

göstermektedir. Genellikle CAD/CAM teknolojisi ile kullanılmak üzere üretilmiştir. Rezin matriks seramikler içeriklerine göre çeşitli gruplara ayrılmaktadır [28].

Rezin nanoseramikler

Bu gruptaki seramikler yaklaşık %80 nanoseramik partikülle desteklenen sertleştirilmiş rezin matriks içermektedir. Farklı silika nanopartiküller ve zirkonya nanopartiküller ile zirkonya silika nanopartiküllerinin kombinasyonu doldurucu parçalar arasında boşlukları azaltmaktadır [27].

Rezin polimer ağ içerisindeki cam seramikler

Hibrit seramik olarak da adlandırılan bu seramiklerde 2 ağ yapısı bulunmaktadır. Feldspatik seramik ağ (ağırlıkça %86, hacimce %75) ve polimer ağ (ağırlıkça %14, hacimce %25). Seramik kısmın içeriği: %58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %9-11 Na₂O, %4-6 K₂O, %0,5-2 B₂O₃, %1'den az Zr₂O ve CaO şeklindedir. Polimer ağ üretan dimetakrilattan (UDMA) ve trietilen glkol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşturulmuştur (Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) [27].

Rezin polimer ağ içerisindeki zirkonya-silika seramikler

Bu seramiklerin inorganik içeriği ağırlıkça %60'tan fazladır. Silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA ve silika pigmentleri gibi maddeler içeren hibrit bir yapıdadır (Shofu Block HC, Paradigm MZ-100 Blocks) [27].

2.6. Dental Seramiklerin Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM) gelişmiş veri toplama ve üretim sayesinde geniş bir kullanım alanına sahip olmuştur [36]. Zamanla bu yöntemdeki gelişmeler hastaların ve diş hekimlerinin estetik beklentisini arttırmıştır [37]. Bu nedenle çeşitli estetik materyaller geliştirilmiştir. CAD/CAM teknolojisi ile çeşitli protetik restorasyonlar: inley, onley, sabit ve hareketli protezler, implant dayanakları, sabit implant destekli protezlerin altyapıları hazırlanabilmektedir [35].

2.6.1. Hasta başı CAD/CAM sistemleri

CAD/CAM teknolojisi ile biyomateryal alanındaki gelişmeler hasta başında geçirilecek tedavi sürecinin azaltılması ve daha önemlisi klinik tedavilerin postoperatif öngörülere açısından öneme sahiptir [38,39]. CAD/CAM teknolojisinde tedavi 2 şekilde yapılabilmektedir. Yapılacak olan restorasyonlar bir taraftan laboratuvarında teknisyen tarafından geleneksel tekniklere benzer şekilde hazırlanırken, diğer taraftan ise restorasyonlar tamamen klinikte yapılabilmektedir. Klinikte hasta başında (chairside) uygulanan tedavide restorasyonlar üretilmekte ve kısa bir zaman sürecinde tek seansta hastaya teslim edilebilmektedir. CEREC sistemi ilk olarak 1985 yılında tanıtılmıştır ve klinikte hasta başında uygulamalara izin veren ilk sistemdir. Zamanla donanımında, yazılımında ve materyal seçeneklerindeki gelişmeler günümüz diş hekimliğinde önemli bir yere gelmiştir [40-42].

CAD/CAM sistemi üç temel bölümden oluşmaktadır:

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

1. Veri toplama ünitesi. Preparasyon bölgesi, komşu ve karşıt destek dokuların 3 boyutlu ağız içi tarayıcılar veya konvansiyonel olarak elde edilen alçı modellerini tarayan en önemli ilk aşamasıdır [43-46].
2. Tasarım ünitesi. Alınan ölçülerden elde edilen dijital modeller üzerinde tasarlanan sanal restorasyon için parametreleri hesaplamakta ve alt yapı tasarımını tamamlamaktadır [46, 47].
3. Üretim ünitesi. Tasarımı tamamlandıktan sonra yapılacak olan restorasyonun seçilmiş olan bloklardan üretimini sağlamaktadır [45, 46, 48].

CAD/CAM sistemlerin avantajları

1. Tek seansta diş renginde restorasyonun sağlanması, CAD/CAM teknolojisi ile hasta başında restorasyonların tamamlanması konseptin ana amacıdır. Bu sistem, herhangi bir geçici hazırlanmaksızın, dişin direkt restorasyonun yapılmasını sağlar [49].

2. Dijital ölçünün alınması, restorasyonun tasarımı ve üretimi için harcanan zamanı kısaltmaktadır. Geleneksel ölçü alma ve laboratuvar işlemlerini ortadan kaldırdığı için restorasyonun hazırlanması için geçen süre daha azdır [50].
3. Laboratuvar ücretlerinin azalması diş hekimi için bir avantajdır [51].
4. Çalışmalarda, CAD/CAM sistemleri kabul edilebilir kenar uyumu sergilediği ve bu sistemler ile yapılan restorasyonların klinik ömrünün uzun olduğu bildirilmiştir [52-56].
5. Hata ihtimali geleneksel yöntemlerden daha düşüktür [52].
6. Bu sistemler ile çapraz enfeksiyon riski ortadan kalkar [57].

CAD/CAM sistemlerin dezavantajları

1. CAD/CAM restorasyonlarda, ekipmanın ve yazılımının başlangıç maliyeti yüksektir [51].
2. Başlangıç aşamasında üretilen tek renkli bloklar (monokromatik) estetik beklentiyi her zaman tam olarak karşılayamamaktadır. Bu yüzden farklı renkler içeren bloklar (polikromatik) üretilmiştir [51].
3. Restorasyona ihtiyaç duyulan dişin kaydının doğru bir şekilde alınması gerekmektedir. Dişetin altına inen derin kaviterlerde görüntünün bilgisayar ortamına aktarılmasında problemler olabilmektedir. Bu nedenle yumuşak doku düzenlemesi için iyi bir dişeti retraksiyonunun yapılması gerekmektedir [52].
4. CAD/CAM cihazını kullanmak için gereken eğitime zaman ve para harcanması gerekmektedir [52, 58-60].

2.7. CAD/CAM Restorasyonlarda Bitirme ve Polisaj Teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılan bitirme ve cila işlemleri ayrı ayrı tanımlanmalıdır. Bitirme işlemi, cila işlemlerinden önce yapılan restorasyonun bitim sınırlarındaki düzensizliklerin giderilmesi, doğal diş formuna benzer konturların oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğünün öncelikli olarak ortadan kaldırılması için yapılan işlemlerken; cila işlemi ise küçük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılar ile yapılan, yüzeyde meydana gelen mikro çizikleri azaltarak, mine benzeri parlak, kaygan ve pürüzsüz bir yüzey elde etmek üzere yapılan işlemlerdir [61, 62].

Restorasyonun renk stabilitesi ve estetik görünümünde yüzey bitirme teknikleri önemli rol oynamaktadır [63-65]. CAD/CAM sistemiyle üretilmiş restorasyonlarda bloklar millendiği için yüzeyleri pürüzlüdür [40, 66, 67]. Bu sebepten dolayı restorasyonları hastaya teslim etmeden önce mekanik parlatma ve glaze işlemi yapılmalıdır [68]. Bu işlemler restorasyonu parlak ve pürüzsüz hale getirir [40]. Parlak ve pürüzsüz yüzeyler plak retansiyonunu ve antagonist dişte aşınmayı azaltır [69]. Aynı zamanda parlak yüzeylerin, pürüzlü yüzeylere göre renklenmeye daha dirençli olduğu tespit edilmiştir [65, 70, 71].

CAD/CAM sistemi ile millenen bloklar üretici firmanın önerileri doğrultusunda parlatma kitleri, sentetik lastikler ve elmas patlar (2-4µm) kullanılarak mekanik olarak parlatılabilmektedir [72]. Üretilen restorasyonlar klinikte ilave uyumlamalar gerektirebilir. Bu uyumlamalar genellikle kırmızı renk kodlu elmas frezler (45-50µm) yardımıyla restorasyonun interproksimal kontaklarında ve oklüzal yüzlerinde yapılmaktadır. Restorasyon dış yüzeyinde yapılan bu uyumlamalar daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik parlatma kitleri kullanılarak parlatılmalıdır. Simantasyondan sonra oklüzal yüzeyler yeniden kontrol edilerek gerekli görüldüğü takdirde kırmızı renk kodlu elmas frezler ve sonrasında parlatma lastikleriyle uyumlanır. Millenerek üretilen restorasyonun marjinleri de simantasyondan sonra genellikle mekanik olarak ağız içinde parlatılır. Aksi takdirde aşındırma işlemleri, materyalin yüzeyindeki kapalı porları açığa çıkararak daha pürüzlü bir yüzeye neden olur ve bu durum materyali renklenmeye daha yatkın hale getirir [65, 70, 73]. Genel bir kural olarak kırılğan bir materyal üzerinde elmas frezlerle aşındırma işlemleri uygulandığında yüzeyde ve yüzey altında oluşan kalıcı hasarın giderilebilmesi için mekanik parlatma basamaklarının izlenmesi gerekmektedir [74,75]. Dental seramikler ve rezin kompozit materyaller yüzeyleri pürüzlü kaldığı zaman dayanıklılıkları azalmaktadır [76-79]. Dayanıklılığın azalmasının nedeni, aşındırıcı elmaslardan kaynaklanan mikro çatlakların başlangıcından ileri gelmektedir. Aşındırma yönüne bağlı olarak bu mikro çatlaklar aşındırma yönüne paralel veya dik olabilir. Hareket düzleminde ilerleyen radyal (ışınsal) çatlaklar, aşındırma sırasında uygulanan yüzeysel kuvvetlerden kaynaklanan artan çekme gerilimlerine bağlı olarak da oluşabilir [74].

Mekanik parlatma işleminin en sonunda elmas parlatma pastalarının kullanılması yüzeyin pürüzsüzlüğünü destekler [80, 81]. Bununla birlikte elmas parlatma patlarının tek başına kullanılması farklı seramik materyaller için uygun bir parlaklık sağlanmasında yeterli değildir [80]. Ayrıca ışıkla sertleşen likit parlaticılar ile mekanik parlatılmış yüzeylerde daha

pürüzsüz bir yüzey elde edilir. Bütün bu mekanik parlatma materyalleri, bakteri tutulumunun azalmasını ve parlak bir görünüm için istenen yüzey pürüzsüzlüğünün elde edilmesine yardımcı olur [82]. Kullanılan enstrümanların ve tekniklerin pürüzsüz bir yüzey oluşturması beklenmektedir. Aynı zamanda bitirme ve polisaj işlemleri restorasyonun bükülme dayanımını en üst seviyeye çıkarır, kırılma ve çatlak riskini azaltır, restorasyonun aşındırma özelliğini azaltarak karışit dişlerin aşınmasını en aza indirir ve bakterilerin restorasyon yüzeyine tutunmasını engelleyerek pürüzsüz bir restorasyon elde edilmesini sağlar [83].

2.8. Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Malzemeler

Bitirme ve parlatma işlemlerinde kullanılan malzemelerden pürüzsüz bir restorasyon oluşturması beklenmektedir [84]. Kompozit restorasyonların bitirme işlemleri kaba ve ince bitirme işlemleri olarak iki aşamada yapılmaktadır. Bu işlemler için karbid ve elmas frezler, beyaz taşlar kullanılmaktadır [80]. Kaba bitirme aşamasında restorasyonun kenar fazlalıkları bitirme ve polisaj bıçakları ile alındıktan sonra su spreyi altında tungsten karbid frezlerle ilk biçimlendirilmesi tamamlanır. İnce bitirme aşamasında ise kaba, orta ve ince grenli elmas bitirme frezleri kullanılarak bitirme işlemleri tamamlanır. Kompozit restorasyonların polisaj işlemlerinde polisaj lastikleri, polisaj diskleri, bantlar, alüminyum oksit veya elmas içerikli polisaj patları gibi birçok materyal kullanılmaktadır [80]. Polisaj işlemleri bittikten sonra ise yüzey koruyucu vernikle ‘surface sealing’ veya ‘marginal sealing’ diye tanımlanan glaze uygulanır. Vernik, bağlayıcı ajan ya da özel ajanlar ile pürüzlendirilmiş diş-dolgu sınırına ve restorasyonun oklüzal yüzeyine fırça ile ince tabaka halinde uygulanır. Resin yüzey sertliğinde artış ve rezinin aşınma hızını azaltmak için uygulanan bu ajanlar, resin yüzeyindeki mikroskobik pürüzlülüklere penetrasyon yapar ve aynı zamanda daha pürüzsüz ve parlak yüzey elde edilir. Uygulanan bu verniklerin kenar sızıntısı, renklenme ve plak oluşumunu önlediği de bildirilmektedir [85].

2.9. Bitirme ve Polisaj Aletleri

Karbid bitirme frezleri şekil verme ve bitirme işlemleri için kullanılmaktadırlar. Karbid bitirme frezleri, aşındırıcı özelliklerinin düşük olmasından dolayı, yumuşak dokuya daha az zarar verirler. Mikrofil kompozitlerde başarılı değildirler, ama hibrit kompozitlerde düzgün yüzeyler oluşturulabilir [85].

2.9.1. Elmas bitirme frezleri

Bu grupta olan frezler, kompozit ve porselen gibi restoratif materyallerin şekillendirilmesi için kullanılmaktadırlar. Elmas bitirme frezleri ile pürüzsüz yüzey elde edilebilir [86]. Karbid bitirme frezlerinden farklı olarak, elmas bitirme frezleriyle hem hibrit, hem de mikrofil kompozitlerin her ikisinde de oldukça düzgün yüzeyler oluşturulabilir. Değişik şekillerde, boyutlarda ve gren büyüklüklerinde üretilen bu frezlerle bitirme işlemlerinde genellikle daha kaba grenle başlanır ve daha ince grenle devam edilir. Yüksek hız türbününde düşük hızla, her zaman su soğutmasıyla kullanılmalıdırlar. Yüksek aşındırıcı özelliklerinden dolayı, materyal kaldırmada yüksek oranda etkilidirler, fakat ileri bitirme ve polisaj işlemlerinde belirgin bir pürüzlü yüzey bırakırlar. Bu nedenle, aşındırıcı kaplanmış diskler, polisaj lastikleri ve polisaj patları gibi diğer bitirme ve polisaj malzemeleri genellikle elmas bitirme frezlerinin devamında kullanılmaktadır [85, 86].

2.9.2. Bitirme ve polisaj disk ve bantları

İnce polimer veya plastik bir zemin üzerine aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ile aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar elde edilirler. Aşındırıcı olarak genellikle alüminyum oksit kullanılmaktadır. Etkinliğini kısa sürede kaybettiği için klinik kullanımları kısa sürelidir ve tek kullanımlıdır [86, 87]. Kaba grenli disk ile başlanır ve çok ince grenli disklerle doğru belli bir sıralama ile devam edilir. Düz veya konveks yüzeylerde özellikle kullanışlıdırlar. Ön bölgedeki restorasyonlarda ve interproksimal alanlardaki küçük fazlalıkların kaldırılmasında iyi sonuç verirler. Arka bölgedeki restorasyonlarda sınırlı kullanıma sahiptirler [85, 88, 89].

2.9.3. Aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve aşındırıcı lastikler

Aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve aşındırıcı lastikler sivri uçlu ve bardak tipleri bu alanlarda daha iyi sonuç vermektedir [88-90]. Diskler, basınç uygulamadan su spreyi altında kullanılırlar. Sof-Lex System (3M ESPE), FlexiDisc (Cosmedent), Moore-Flex Polishing System ve Moore-Silicon Carbide Discs (E.C. Moore), OptiDisc (Kerr Corporation) ve Super-Snap (Shofu) bu gruba örnek verilebilir [84]. İnce elmas partiküller içeren lastiklere (Astropol, Ivoclar Vivadent) ve silikon karbid emdirilmiş fırçalara (Astrobrush, Ivoclar Vivadent) göre alüminyum oksit kaplanmış disklerin (Super-Snap, Shofu) daha pürüzsüz

yüzey sağladıkları bildirilmiştir. Ancak posterior bölgedeki restorasyonların iç bükey veya dış bükey yüzeylerinde disklerin yetersiz kaldıkları bildirmiştir [91].

2.9.4. Lastikler

Yumuşak ve elastik bir matrikse (doğal veya sentetik lastikler, silikon veya diğer sentetik elastik polimerler) ince veya çok ince grenli aşındırıcı partiküllerin ilave edilmesiyle polisaj lastikleri elde edilmektedir [86]. Alüminyum oksit içeren patlarla birlikte de kullanılabilen, yumuşak olduklarından dolayı çabuk aşınan bu lastikler, elmas bitirme frezlerinden sonra kullanılır [85]. Bu lastiklerin çeşitli tipleri (tekerlek, bardak ve sivri uçlu) vardır ve aşındırıcı kaplanmış disklerin erişemediği ön dişlerin lingual ve arka dişlerin oklüzal yüzeylerinde de kullanılabilirler. Genellikle düşük turlu cihazlarla kullanılmak için farklı şekillerde, boyutlarda ve sertlik derecelerinde setler halinde bulunurlar. Sterilizasyon yapıldıktan sonra birkaç kez kullanılabilirler. Silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksit gibi aşındırıcı tipleri polisaj lastiklerinde kullanılmaktadır. Alüminyum oksit içerikli bitirme lastikleri başlangıç bitirme ve anatomik şekillendirme işlemleri için ve silikon veya elmas içerikli polisaj lastikleri ise ön polisaj işlemleri için önerilmektedir [86].

Silicone Points C type (Shofu), Astropol (Ivoclar Vivadent), Identofle (Kerr Corporation), Enhance (Dentsply/Caulk), Flexicups (Cosmedent), Compropol ve Composhine (Diatech Dental) polisaj lastikleri için örnek verilebilir.

Daha kısa zamanda pürüzsüz yüzeyler elde edilen, şekillendirme, bitirme ve polisaj işlemleri tek bir malzeme ile tamamlanan, tek aşamalı polisaj sistemleri mevcuttur. Compomaster (Shofu) ve Pogo (Dentsply/Caulk) tek aşamalı elmas polisaj lastikleri için örnek verilebilir [61, 92]. Yapılan çalışmalarda, çok aşamalı polisaj sistemleriyle en pürüzsüz kompozit yüzeylerinin sağlandığı bildirilmiştir. Aynı zamanda tek aşamada yapılan polisajın da klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir [92]. Başka bir çalışmada ise, tek aşamalı polisaj sisteminin yüzey pürüzlülüğü açısından çok basamaklı sisteme göre daha iyi sonuç verdiği belirtilmiştir [93]. Elmas içeren polisaj lastiklerinin kullanım sırasında restorasyon ve diş için zararlı yüksek ısı açığa çıkmaktadır. Bu sebepten polisaj lastiklerini kullanırken aşırı basınç uygulamamak önemlidir [86].

2.9.5. Polisaj Patları

Aşındırıcı olarak çok ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri içeren polisaj patları, diş hekimleri tarafından yıllardır kullanılmaktadır. Gözle görülür bir yüzey parlaklığı sağlayan polisaj patları, su ile beraber kullanıldıklarında daha iyi sonuç vermektedir [86]. Polisaj patları için; alüminyum oksit içerikli polisaj patı Poli I ve Poli II (Kota), ince elmas partikül içerikli polisaj pati Ultralap (Moyco Union Broach); Diamond Twist SCL (Premier Dental Products Company) ve Diamond Twist SCO (Premier Dental Products Company) örnek verilebilir [86].

2.10. Mekanik Parlatma

Mekanik parlatma, restorasyonun bitirme işlemi esnasında yüzeyde meydana gelen mikro çizikleri, yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve düzgün, ışıltı yansıtan, mine benzeri parlak bir yüzey elde etmek için yapılan işlemdir [61, 62, 90].

Pürüzsüz restorasyon kontakları ve oklüzal yüzeyler oluşturulur ve bu sayede karşıt ve komşu dişlerde daha az aşınma olur. Işıltı yansıtan, parlak ve daha estetik restorasyonlar elde edilebilir [86, 94]. Bitirme işlemlerinde kullanılan malzemelere oranla polisaj işlemlerinde kullanılan malzemeler daha ince grenlidirler. Polisajdan sonra polisaj öncesine oranla daha pürüzlü yüzeyler ortaya çıkabilmektedir. Bu gibi durumları önlemek için uygulanacak polisaj ürününün ve tekniğinin dikkatli seçilmesi çok önemlidir [85]. Diş hekimliğinde yapılan estetik restorasyonların optik özellikleri, restorasyonun doğal diş ile uyumu açısından önemlidir. Restoratif materyallerin kimyasal yapısı, kor yapısındaki kristal miktarı ve partiküllerinin büyüklüğü optik özelliklerini etkilemektedir [95]. Parlatma işlemlerinde kullanılan materyaller CAD/CAM rezin seramiklere doğal dişlere benzer ışık yansıma ve kırılma özellikleri kazandırarak estetik görünümü en üst düzeye çıkarmalıdır [40].

Mekanik parlatma işleminin etkinliği aşağıda belirtilen etkenlere bağlıdır [84, 86, 94]:

1. Kullanılan seramik materyalinin tipi ve fiziksel özellikleri
2. Aşındırıcının fiziksel özellikleri
3. Aşındırıcı ve restorasyon materyali arasındaki sertlik farkı
4. Aşındırıcı partiküllerinin sıklığı, boyutu ve şekli

5. Aşındırıcıların restorasyonun üzerine uyguladığı basınç kuvveti ve uygulama hızı

2.11. Glaze

Glaze işlemi günümüzde seramik restorasyonların yüzey bitirme işlemlerinden olan ve cilalı bir yüzey elde etmek için seramik yüzeyine uygulanan renklendirilmemiş cam tozu olup en yaygın kullanılan tekniktir. Glaze, restorasyonlar üzerinde parlak veya yarı parlak bir yüzey tabaka oluşturur. Millenme sonrası bazı seramik bloklar için kristalizasyon veya glaze fırınlanması gerekmektedir. Glaze işleminin amacı fırınlanmış porselen yüzeyindeki açık porların kapatılmasını sağlamaktır ve dental glazeler cilalı yüzey elde etmek amacıyla fırınlanmış kron yüzeyine uygulanan renksiz cam tozundan oluşmaktadır [96]. Glaze işlemi seramik restorasyonun kırılma dayanımını artırır, aşındırma potansiyelini düşürür ve pürüzsüz bir yüzey oluşturur. Böylece plak birikimini azaltır ve plağın kolaylıkla uzaklaşmasını sağlar. Ayrıca glaze porseleni doğal diş yüzey parlaklığını ve karakterizasyonunu taklit eder [97]. Aynı zamanda bu tabaka soğuma işleminden kaynaklanan sıkıştırıcı stresleri de azaltarak oluşan çatlakların yayılmasını ve nükleasyondan restorasyonun korunmasını sağlar [68, 98, 99].

Toz/likit karıştırma oranları kullanılarak tabakalama tekniğiyle üretilen porselen karışımlar teknisyenlerin deneyimine bağlı olarak farklılık gösterir [100]. Bu orandaki farklılıklar toplam pöröziteye etki eder [101, 102]. Pörözite seramik materyallerde arzu edilmeyen bir özelliktir ve restorasyonun klinik kullanım süresini ve estetiği etkilediği düşünülmektedir [101]. İşlemin zaman alması, renk değişimine neden olması ve porselen devitrifikasyonu (camsılaştırma, cam kristalleştirme) nedeniyle uyumlama işlemlerinden sonra seramiklerin yeniden glaze fırınlama işleminin uygulanması glaze işleminin dezavantajı olarak bildirilmiştir. Bu nedenle farklı aşındırıcı taşların, aşındırıcı lastiklerin ve parlatma kitlerinin kullanımı yeniden glaze tekniğinin yerine önerilmektedir [86, 103-105].

2.12. Yüzey Pürüzlülüğü

Bir materyalin yapısal özelliklerine ya da elde edilirken kullanılan yöntemine bağlı olarak oluşan yüzey dokusundaki düzensizlikler yüzey pürüzlülüğü olarak ifade edilir [104]. Yüzey pürüzlülüğü, restorasyonlarda renk, estetik, plak tutunması ve biyolojik uyum açısından önem taşımaktadır. Klinik başarı elde edilmesi için pürüzlülüğün en aza indirilmesi

gerekmektedir. Bunun dışında yüzey pürüzlülüğü materyalin mekanik özelliklerini de etkilemektedir. Pürüzlülük arttıkça materyalin bükülme dayanıklılığı azalır. Pürüzlü yüzeyler kırılmaya daha eğilimli olduklarından dolayı restorasyonun pürüzsüz yapılması uzun dönem kullanım açısından önem taşımaktadır [105]. Var olan yüzey düzensizlikleri (yüzey hataları) yüzey topografik yapısının (yüzey pürüzlülüğünün) ölçülmesiyle elde edilir. Materyalin cinsi, yumuşaklığı, boşlukların varlığı pürüzlülüğü ölçen cihazın şekli, yüzey işaretleyicisinin şekli ve seçilen pürüzlülük değişkeni gibi birçok faktör elde edilen değerlerde etkilidir. Gözle kontrol edildiğinde düzgün ve kusursuz görünen yüzeyler, yüksek büyütmeli cihazlar ile incelendiğinde, üretim geçmişinden kalan farklılıklar nedeni ile sahip olduğu düzensizlikler fark edilebilir hale gelir [104].

2.12.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için optik veya mekanik sensörlere sahip cihazlar kullanılabilir. Tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif, yüzey profil analizi (Profilometre) gibi kantitatif yöntemlerle yüzey pürüzlülüğü ölçülebilmektedir. Son yıllarda ise yeni bir teknik olan Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile yüzey pürüzlülüğü üç boyutlu olarak ölçülmektedir [106,107].

2.13. Profilometreler

Mekanik ve optik olmak üzere iki çeşit profilometre kullanılmaktadır. Her ikisi de benzer pürüzlülük parametreleri kullanarak sayısal ölçüm yapar [108].

2.13.1. Mekanik profilometre

Bu yöntemle boyutları belirli elmas bir uçun yüzey düzensizliklerini ve değişimleri taraması ve kaydetmesi için obje üzerinde temas etmesi yoluyla iki boyutlu ölçüm yapılmaktadır. Mekanik sensör X-ekseni boyunca hareket eder, yüzeyde 20-50 μm arası çözünürlükte tarama yapar, dikey eksendeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürme sistemini rehber olarak hesaplar. Ölçümün doğru şekilde yapılabilmesi için ölçüm ucunun yüzeye dik ve yüzeyin ölçüm yapılan düzleme paralel olması gereklidir. Yüzey pürüzlülüğü belirli bir ölçüm mesafesinde yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasıdır [109].

Profilometre ile yüzey ölçümlerinde kullanılan parametreler şunlardır:

Ra: Yüzey düzensizlerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasıdır.

Rz: Belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasıdır.

Rmax: Belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafedir.

2.13.2. Optik profilometre

Optik profilometre yöntemi interferometre, ışığın saçılımı (light scattering), odak tespiti (focus detection) gibi çeşitli optik prensiplere dayanmaktadır [110]. Mekanik profilometrelere göre daha yüksek ölçüm genişliği ve çözünürlüğe sahip olan bu yöntemde üç boyutlu ölçüm elde edilebilmektedir. Mekanik profilometreden farklı olarak yüzey ile mekanik bir temasları yoktur ve optik ışın yardımıyla yüzey üzerinde belirlenen referans noktalar arasındaki mesafede otomatik tarama yaparlar. Bu tip profilometreler $100 \mu\text{m}^2$ 'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir. Yüzey topografisi üç boyutlu olduğundan bu yöntem ile yüzeyin doğal karakteri gözlenebilmektedir [106, 108, 110]. Tarama sonunda Ra ve LR olmak üzere 2 değer elde edilir. Ra ortalama yüzey pürüzlülüğünü, LR ise boyutsal bir parametre olup doğru profil uzunluğu oranını belirler. Mekanik ve optik profilometre ölçümleri ile Ra değerlerinde yakın sonuçlar alınırken, diğer parametrede farklılıklar görülmektedir [110].

2.14. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

Tarayıcı Elektron Mikroskobu taranan yüzey boyunca yüksek enerjili çok ince ($10\mu\text{m}$) bir elektron demetiyle yüzeyin taranması prensibiyle çalışmaktadır. Yüzeyden yayılan ikincil elektronlarla yapılan ölçüm, yüzeyin topografik yapısıyla ilişkili görüntü verir. Yüzey topografisinin belirlenmesinde bazı sınırlamalar vardır ve üç boyutlu yüzey özelliği görüntülememektedir. Tarama işleminden önce yüzeyler ultrasonik temizleme cihazı kullanılarak temizlenir. Daha sonra konsantrasyonu artırılan etanol ile dehidratasyon ve ardından da kimyasal kurutma işlemi uygulanır. Örnekler alüminyum kalıplara yerleştirilir, altın püskürtme işlemiyle altın ile kaplanır. Elektronların yüzey taramasıyla ayrılan ikincil elektronlar dedektörde toplanır ve elektrik akımına dönüştürülür. Katot tüpüne elektriksel sinyal götürülür ve görüntü bilgisayar ekranına kaydedilir [111, 112].

2.15. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobu, nano görüntüleme, üç boyutlu görsel haritalar ve pürüzlülük ölçme konusunda en gelişmiş araçlardan biridir. Atomik kuvvet mikroskobunda incelenen malzemelerin pürüzlülükleri ve çatlakları değerlendirilerek, malzemenin kalitesi hakkında bilgi alınabilir.

Atomik kuvvet mikroskobu örnek yüzeylerini çok ince bir sivri uçla tarayarak analiz etmektedir [113]. 1980 yılında Binning ve Rohrer tarafından Zürih'te geliştirilmiştir. 40-60 nm çapında olan uç yüzeyi tararken, atomik kuvvet mikroskobu da uç ve yüzey arasında etkileşimi kaydetmektedir. Bu etkileşimler Van der Waals kuvvetleri, kapiller kuvvetler ve sürtünme kuvvetleriyle ilişkilidir. Gezici uç örnekler üzerinde gezdirilirken meydana gelen hareketler gezici ucun bağlı olduğu desteğin ters yüzüne gönderilen lazer ışınıyla ölçülür. Eğer gezici uç numune üzerinde her hangi bir çıkıntı ile karşılaşır, gezici uç ile numune arasındaki itme kuvveti artar [114]. Örnekler üzerindeki çıkıntı nispi yüksekliği gösterir. Bu durumda gezici uç yukarıya doğru hareket ederek numune ile aradaki itme kuvvetini sabit tutar. Gezici uçun aşağıya doğru olan hareketi ise girintinin nispi derinliğini gösterir. Gezici uçla numune arasındaki çekme itme kuvvetleri piezoelektrik malzeme vasıtasıyla ölçülür. Gezici uçlar silisyum (Si) ve silisyum nitritten (Si_3N_4) yapılıdır. Gezici ucun keskinliği arttıkça yatay çözünürlük artar [115].

Atomik kuvvet mikroskobunun yüzeyden yüksek çözünürlükte üç boyutlu ölçüm yapması ve yüzeylere ilave bir işlem yapılmaması gibi avantajları vardır [116, 117]. Bunun dışında düşük hızla tarama, örnek sayının az olması ve andırkatları belirleyememesi gibi dezavantajları da vardır [113, 118].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli Celtra Duo (Dentsply, DeTrey, Konstanz, Almanya) CAD/CAM bloklarına uygulanan mekanik parlatma ve glaze işlemi sonrasında yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi üzerine kurgulandı ve Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Bilkent Üniversitesi Fizik Laboratuvarında yürütüldü.

Çalışma,

1. Örneklerin hazırlanması
2. Hazırlanan örneklerin başlangıç yüzey pürüzlülüğünün tespiti
3. Mekanik parlatma ve glaze işlemi
4. Örneklerin mekanik parlatma ve glaze işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi
5. İstatistiksel çalışmalar ile sonuçların irdelenmesi aşamalarını içermektedir.

3.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyaline farklı polisaj teknikleri kullanılarak yapılan bitirme ve polisaj işlemlerinin materyalin yüzey pürüzlülüğünün incelenmesinde kullanılan CAD/CAM blokları (Resim 3.1), bitirme teknikleri ve üretici firmalar Çizelge 3.1’de gösterildi.



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları

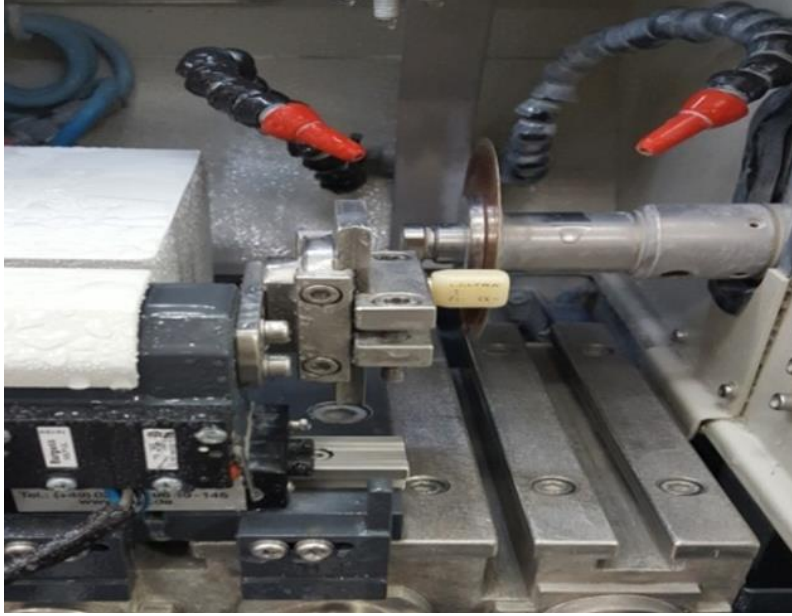
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve malzemeler

Materyal	Üretici Firma	Kimyasal Kompozisyon	Uygulanan Bitirme Tekniği	Bitirme Tekniğinde Kullanılan Materyaller	Üretici Firma
Celtra Duo	Dentsply, DeTrey, Konstanz, Almanya	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat	Mekanik parlatma	Luster polisaj kiti	Hager&Meisinger Gmbh, Almanya
			Mekanik parlatma	OptraFine polisaj kiti	Ivoclar Vivadent AG, Schaan Lihtenştayn
			Mekanik parlatma	Vita Suprinity polisaj kiti	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
			Glaze	Celtra Universal Overglaze	Dentsply, DeguDent, Amerika Birleşik Devletleri

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışma, tek CAD/CAM materyali üzerinde *in vitro* olarak yapıldı. Bu amaçla Celtra Duo C2 rengine 12×12×18 mm boyutlarında CAD/CAM blokları kullanıldı. Örnekler, Micracut 201 doğrusal hassas kesim cihazında (Metkon, Bursa, Türkiye) 1,6 mm (±0.1mm) kalınlığında su soğutması altında kesilerek elde edildi (Resim 3.2). Kesme işlemi bittikten sonra örnekler su soğutması eşliğinde zımpara cihazında (Gripo 2V Grinder-Polisher, Metkon, Bursa, Türkiye) dakikada 200 devirde, sırasıyla 600, 800, 1000 grit silikon karbit aşındırma kağıtlarıyla (English Abrasiver, Londra, İngiltere) 15 saniye aşındırılarak düz yüzeyler haline getirildi (Resim 3.3). Örneklerin kalınlıkları dijital mikrometre (Mahr GmgH, Göttingen, Almanya) test edildi (Resim 3.4). Sonuçta, 12×12×1,5 mm boyutlarında

toplam 32 örnek elde edildi. Zımpara işlemi sonrasında örnekler ultrasonik temizleme cihazı (Whaledent Biosonic, Coltene/Whaledent Inc., Ohio, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak 15 dakika distile su ile temizlendi (Resim 3.5). Örnekler her grupta 8 örnek olmak üzere rastgele 4 gruba ayrıldı (Resim 3.6).



Resim 3.2. Micracut201 cihazında örneklerin kesilmesi



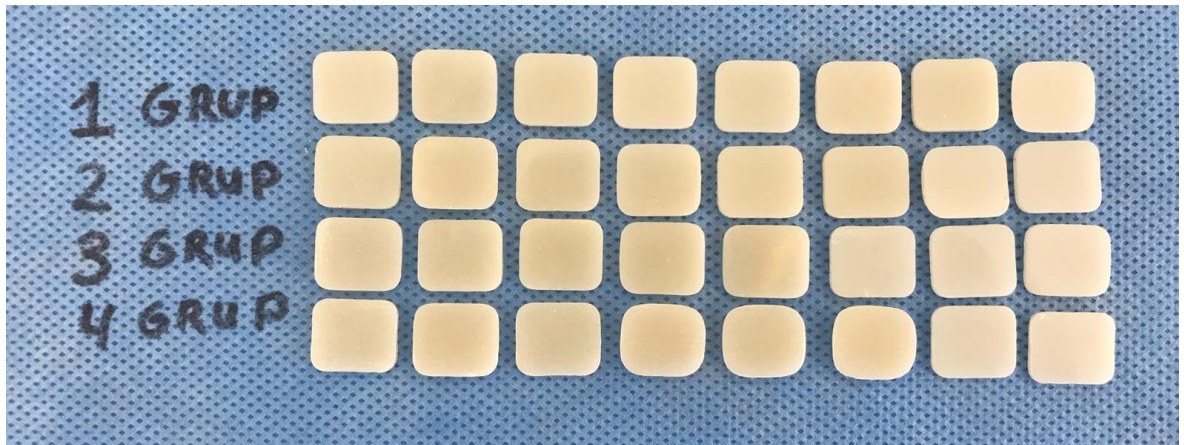
Resim 3.3. Örneklerin zımparalanması



Resim 3.4. Örneklerin kalınlıklarının ölçümleri



Resim 3.5. Ultrasonik temizleme aleti



Resim 3.6. Örneklerin gruplara ayrılması

Çalışmada gruplar aşağıdaki şekilde oluşturuldu:

Grup 1; Luster parlatma kiti kullanılarak yapılan mekanik polisaj

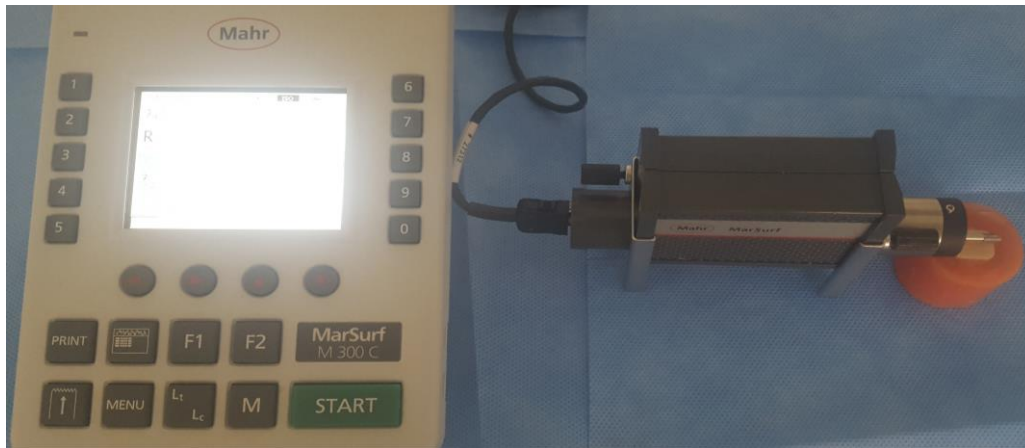
Grup 2; Vita Suprinity parlatma kiti kullanılarak yapılan mekanik polisaj

Grup 3; OptraFine parlatma kiti kullanılarak yapılan mekanik polisaj

Grup 4; Celtra Universal Overglaze glaze işlemi uygulanması

3.3. Hazırlanan Örneklerin Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğünün Tespiti

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri öncesinde örnekler, üzerinde artık madde kalmaması için distile su ile ultrasonik temizleme cihazında 15 dk süreyle temizlendi. Her gruptaki örnekler 1’den 8’e kadar numaralandırıldı. Örneklerin pürüzlülük testi profilometre cihazı (MahrSurf M 300C, Almanya) ile yapıldı (Resim 3.7). Yüzey pürüzlülük ölçümlerinden önce cihaz her örnek grubu için kalibre edildi. Daha sonra “cut-off” değeri 0,25 mm olarak ayarlandı. Bu değer, yüzeyin 0,25mm aralıklarla bölünerek verilerin elde edilmesi anlamına gelmektedir. 100 μ m ölçümüne sahip NHT-6 tarayıcı iğne ölçme probu tarayıcı olarak kullanıldı. Tarayıcı uç EN ISO 12085 standardında ve 2 μ m/90° tarayıcı yapısındadır, ölçme kuvveti ise yaklaşık 0,7 mN’dir. Her bir örnek için 5 farklı noktadan ölçüm yapılarak ortalama yüzey pürüzlülük (Ra) değeri kaydedildi.



Resim 3.7. Örneklerin pürüzlülüğünün ölçülmesi

3.4. Mekanik Parlatma Tekniği Kullanılan Örnekler

Grup 1, Grup 2, Grup 3'te yer alan örneklerin ilk yüzey pürüzlülüğü tespit edildikten sonra mekanik parlatma işlemi uygulandı. Mekanik parlatma işlemi, örnek boyutları uyacak şekilde homojenite sağlamak amacıyla özel olarak yapılmış bir akrilik kalıp üzerinde aynı şartlar altında aynı kişi tarafından mikro motor yardımıyla sabit devir ve sürede yapıldı (Resim 3.8). Parlatma materyali üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik parlatma kitleri aracılığı ile uygulandı. Parlatma kitlerinin uygulama süreleri Çizelge 3.4'te gösterildi. Mekanik parlatma işlemi örneklerin sadece bir yüzeyine uygulandı.

Çizelge 3.2. Mekanik parlatma işleminde kullanılan materyaller ve kullanma süresi

Gruplar	Kullanılan mekanik parlatma sistemi	Uygulama süresi
Grup 1	Luster polisaj kiti	Mavi lastik (pre-polishing) ile 60 saniye Pembe lastik (high-gloss polishing) ile 60 saniye
Grup 2	Vita Suprinity polisaj kiti	Pembe lastik(pre-polishing) ile 60 saniye Gri lastik (high-gloss polishing) ile 60 saniye
Grup 3	OptraFinepolisaj kiti	Açık mavi (pre-polishing) ile 60 saniye Koyu mavi (high-glosspolishing) ile 60 saniye Polisaj pastası ile 60 saniye



Resim 3.8. Örneklerle mekanik polisaj işleminin uygulanması

1. gruptaki örnekler, akrilik kalıp üzerine yerleştirildikten sonra Luster kit (Resim 3.9) ile 8000 rpm devirde önce 60 saniye mavi, daha sonra 60 saniye de pembe lastik yardımıyla üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik olarak parlatıldı.



Resim 3.9. Luster polisaj kiti

2. gruptaki örnekler de akrilik kalıp üzerine yerleştirilerek Vita Suprinity kiti (Resim 3.10) kullanılarak 8000 rpm devirde önce 60 saniye pembe, daha sonra da 60 saniye gri lastiklerle üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik olarak parlatıldı.



Resim 3.10. Vita Suprinity polisaj kiti

3. grupta olan örneklere ise OptraFine polisaj kitiyle (Resim 3.11) 8000 rpm devirde 60 saniye açık mavi, 60 saniye koyu mavi ve 60 saniye de polisaj pastası kullanılarak üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik olarak parlatıldı.



Resim 3.11.OptraFine polisaj kiti

3.5. Glaze tekniği uygulanan örnekler

Glaze işlemi, üretici firmanın önerileri doğrultusunda Dentsply firmasının Sirona porselen fırını kullanılarak yapıldı. Celtra Duo örnekler için glaze işlemi Celtra Universal Overglaze pastası (Dentsply, DeguDent, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak yapıldı (Resim 3.12). Glaze işlemi sırasında porselen fırınlama ısıları yine üretici firmanın önerileri doğrultusunda ayarlandı (Çizelge 3.5). Glaze işlemleri örnekler yanmaz pamuk üzerine yerleştirilerek uygulandı (Resim 3.13).



Resim 3.12.Celtra universal overglaze pasta



Resim 3.13. Örnekler glaze uygulanması

Çizelge 3.3. Örnekler için glaze pasta fırınlama değerleri

Dentsply Sirona	Ön kurutma °C	→ min.	↗ min.	↗ °C/min.	Yaklaşık sıcaklık °C	→ min.	VAC min.
Celtra UniversalOverglaze pasta	500	1.00	2.00	55	820	2.00	—

3.6. Mekanik Parlatma ve Glaze İşlemleri Sonrası Örneklerin Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Mekanik parlatma ve glaze işlemi tamamlandıktan sonra örneklerin yüzey pürüzlülükleri tekrar profilometre ile ölçüldü ve kaydedildi. Her grubun ölçümünden önce profilometre cihazı kalibre edildi. Her bir örneğin yüzeyinde yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için 5 farklı noktadan ölçüm yapılarak ortalamaları alındı.

3.7. Mekanik Parlatma ve Glaze İşlemleri Sonrası Örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskobunda (AFM) Yüzey Görüntüsünün ve Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Mekanik parlatma ve glaze işlemi uygulanan örnekler Bilkent Üniversitesi Fizik Laboratuvarında Asylum Atomik Kuvvet Mikroskobunda (MFP-3DSPM, Amerika Birleşik Devletleri) 10 nm uca sahip Tapping mode tip kullanılarak, 10 μm yüzey alanı tarama hızı 1 Hz, rezonans frekansı 300 kHz ayarlanarak ölçümleri yapıldı (Resim 3.14).

Bu ölçümler için farklı yüzey işlemi uygulanan her gruptan 1 örnek olarak seçildi ve toplamda 4 örnek kullanıldı. Her bir örneğin 3 farklı noktasından 10 μm yüzey alanı ölçülerek yükseklik ve üç boyutlu yüzey görüntüsü kaydedildi.



Resim 3.14. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 21 (SPSS Ver:21, Chicago, Amerika Birleşik Devletleri) paket programı ile analiz edilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılıma uygunlukları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's testinden yararlanılmıştır. Sonuçlar %95'lik güven aralığındayorumlanırken

anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanıldı; $P < 0,05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılıma uygun olduğu, $P > 0,05$ olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılıma uymadıkları belirtildi.

İki bağımlı değişken arasındaki farklılık incelenirken değişkenlerin normal dağılıma uyması durumunda Eşleştirilmiş T testi kullanıldı.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılıma uyması nedeniyle tek yönlü varyans analizinden yararlanılmıştır. Tek yönlü varyans analizinde anlamlı farklılıklar görülmesi durumunda grupların varyanslarının homojen olduğu durumlarda Scheffe testi analizinden yararlanıldı.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanıldı; $P < 0,05$ olması durumunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın/ilişkinin olduğu, $P > 0,05$ olması durumunda ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın/ilişkinin olmadığı belirtildi.

4. BULGULAR

Çalışmada zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalinden hazırlanan örnekler farklı yüzey bitirme işlemleri uygulandı. Yüzey bitirme işlemlerinin pürüzlülüğe etkisinin incelenmesi amacıyla, örneklerin yüzey bitirme işlemleri öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) profilometre cihazında ölçüldü. Elde edilen veriler istatistik olarak değerlendirildi.

4.1. Luster Polisaj Kiti (Grup 1) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Öncesi/Sonrası) (Ra)

Çizelge 4.1. Luster polisaj kiti (Grup 1) uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (öncesi/sonrası) (Ra)

Örnek No	Ortalama pürüzlülük değeri (Ra) Önce	Ortalama pürüzlülük değeri (Ra) Sonra
1	0,323	0,139
2	0,185	0,119
3	0,451	0,164
4	0,156	0,132
5	0,148	0,101
6	0,195	0,060
7	0,329	0,116
8	0,228	0,147

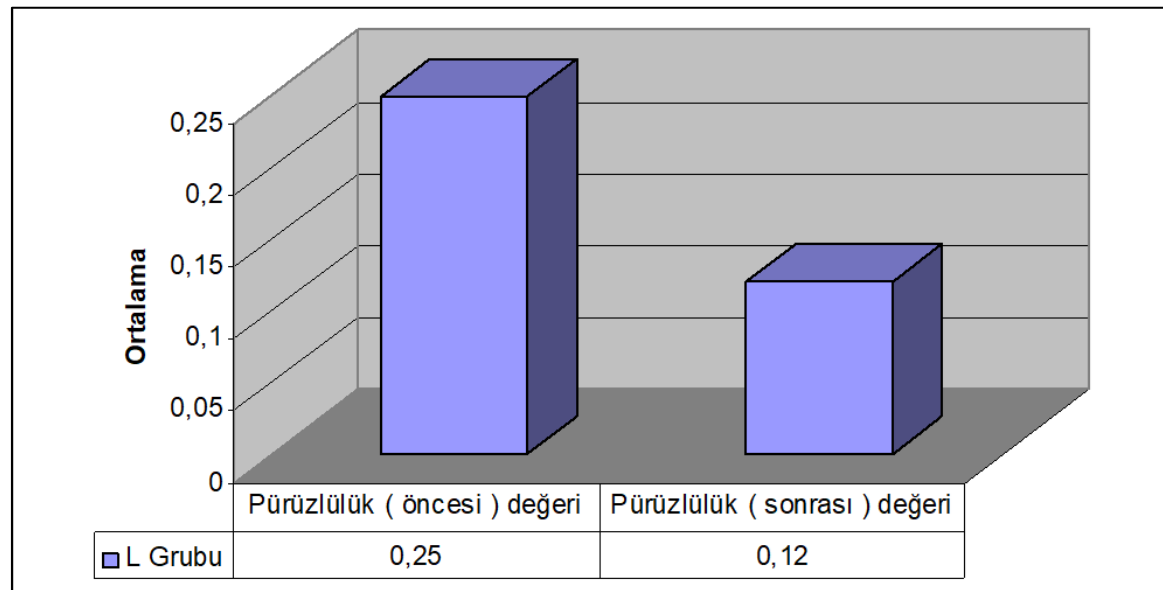
4.2. Luster Polisaj Kiti (Grup 1) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) Arasındaki Farklılığa İlişkin Eşleştirilmiş T Testi Sonucu

Çizelge 4.2. Luster polisaj kiti (Grup 1) uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (önce/sonra) arasındaki farklılığa ilişkin eşleştirilmiş T testi sonucu

	Grup 1 (L)						Eşleştirilmiş T testi	
	N	Ortalama	Ortanca	Alt sınır	Üst sınır	ss	T	P
Pürüzlülük (önce) değeri	8	0,25	0,21	0,15	0,45	0,11	3,99	0,005
Pürüzlülük (sonra) değeri	8	0,12	0,13	0,06	0,16	0,03		

Grup 1’de (L); Örnekler Luster polisaj kiti uygulaması öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($P<0,05$). Pürüzlülük öncesi değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

Şekil 4.1’de Grup 1 örneklerin pürüzlülük önce ve sonra ortalama değer grafiği gösterilmektedir.



Şekil 4.1. Grup 1 (L) örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (önce/sonra) grafiği

4.3. Vita Suprinity Polisaj Kiti (Grup 2) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) (Ra)

Çizelge 4.3. Vita Suprinity polisaj kiti (Grup 2) örneklerin pürüzlülük değerleri (önce/sonra) (Ra)

Örnek No	Ortalama pürüzlülük değeri (Ra) Önce	Ortalama pürüzlülük değeri (Ra) Sonra
1	0,284	0,118
2	0,191	0,128
3	0,201	0,125
4	0,124	0,105
5	0,143	0,099
6	0,190	0,127
7	0,125	0,109
8	0,166	0,125

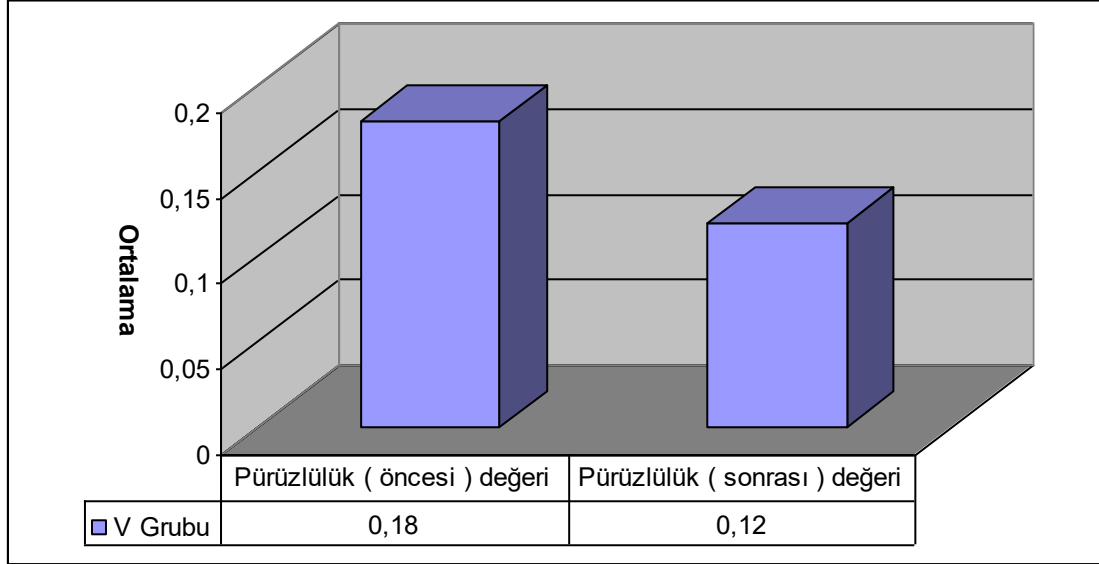
4.4. Vita Suprinity Polisaj Kiti (Grup 2) Örneklerinin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) Arasındaki Farklılığa İlişkin Eşleştirilmiş T Testi Sonucu

Çizelge 4.4. Vita Suprinity polisaj kiti (Grup 2) örneklerinin pürüzlülük değerleri (önce/sonra) arasındaki farklılığa ilişkin eşleştirilmiş T testi sonucu

	Grup 2 (V)						Eşleştirilmiş T testi	
	N	Ortalama	Ortanca	Alt sınır	Üst sınır	Ss	T	P
Pürüzlülük (önce) değeri	8	0,18	0,18	0,12	0,28	0,05	3,639	0,008
Pürüzlülük (sonra) değeri	8	0,12	0,12	0,10	0,13	0,01		

Grup 2’de (V) örneklere Vita Suprinity polisaj kiti uygulama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($P<0,05$). Pürüzlülük öncesi değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

Şekil 4.2’de Grup 2 örneklerin pürüzlülük önce ve sonra ortalama değer grafiği gösterilmektedir.



Şekil 4.2. Grup 2 (V) örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (önce/sonra) grafiği

4.5. Optrafine Polisaj Kiti (Grup 3) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) (Ra)

Çizelge 4.5. OptraFine polisaj kiti (Grup 3) uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (önce/sonra) (Ra)

Örnek No	Ortalama pürüzlülük değeri (Ra) Önce	Ortalama pürüzlülük değeri (Ra) Sonra
1	0,210	0,143
2	0,123	0,062
3	0,132	0,089
4	0,211	0,079
5	0,142	0,057
6	0,252	0,100
7	0,269	0,089
8	0,223	0,084

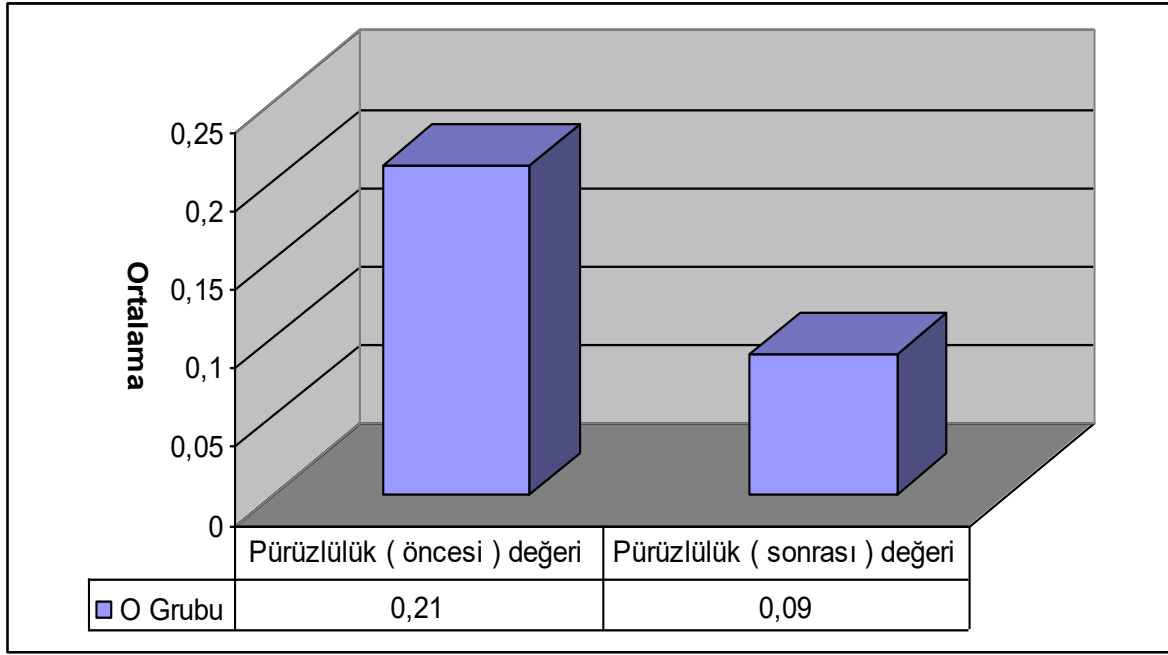
4.6. OptraFine polisaj kiti (Grup 3) Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) Arasındaki Farklılığa İlişkin Eşleştirilmiş T Testi Sonucu

Çizelge 4.6. OptraFine polisaj kiti (Grup 3) uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (önce/sonra) arasındaki farklılığa ilişkin eşleştirilmiş T testi sonucu

	Grup 3 (O)						Eşleştirilmiş T testi	
	N	Ortalama	Ortanca	Altsınır	Üst sınır	Ss	T	P
Pürüzlülük (önce) değeri	8	0,21	0,21	0,12	0,27	0,06	6,109	0,0001
Pürüzlülük (sonra) değeri	8	0,09	0,09	0,06	0,14	0,03		

Grup 3’de (O) örneklerle OptraFine polisaj kiti uygulama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($P<0,05$). Pürüzlülük öncesi değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

Şekil 4.3’de Grup 3 örneklerin pürüzlülük önce ve sonra ortalama değer grafiği gösterilmektedir.



Şekil 4.3. Grup 3 (O) örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (önce/sonra) grafiği

4.7. Glaze (Grup 4) İşlemi Uygulanan Örneklerin Yüzey Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) (Ra)

Çizelge 4.7. Glaze (Grup 4) işlemi uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri (önce/sonra) (Ra)

Örnek No	Ortalama pürüzlülük değeri (Ra) Önce	Ortalama pürüzlülük değeri (Ra) Sonra
1	0,283	0,223
2	0,170	0,249
3	0,115	0,165
4	0,265	0,222
5	0,170	0,144
6	0,285	0,189
7	0,102	0,194
8	0,177	0,208

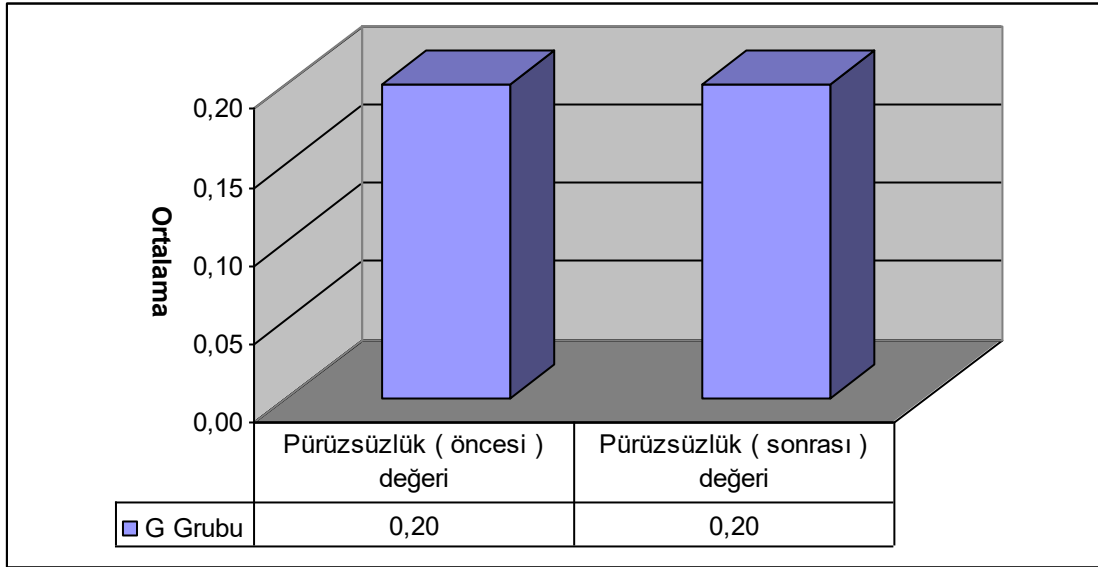
4.8. Glaze (Grup 4) İşlemi Uygulanan Örneklerin Pürüzlülük Değerleri (Önce/Sonra) Arasındaki Farklılığa İlişkin Eşleştirilmiş T Testi Sonucu

Çizelge 4.8. Glaze (Grup 4) işlemi uygulanan örneklerin pürüzlülük değerleri (önce/sonra) arasındaki farklılığa ilişkin eşleştirilmiş T testi sonucu

	Grup 4(G)						Eşleştirilmiş T testi	
	N	Ortalama	Ortanca	Alt sınır	Üst sınır	ss	T	P
Pürüzlülük (önce) değeri	8	0,20	0,17	0,10	0,29	0,07	-0,138	0,894
Pürüzlülük (sonra) değeri	8	0,20	0,20	0,14	0,25	0,03		

Grup 4’de (G); örneklere glaze işlemi uygulama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($P>0,05$).

Şekil 4.4’de Grup 4 örneklerin pürüzlülük önce ve sonra ortalama değer grafiği gösterilmektedir.



Şekil 4.4. Grup 4 (G) örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (önce/sonra) grafiği

4.9. Gruplar Açısından Yüzey Pürüzlülük Değerleri (Öncesi /Sonrası) Arasındaki Farklılığa İlişkin Tek Yönlü Varyans Analizi Sonucu

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyaline uygulanan farklı yüzey bitirme işlemlerinin gruplar açısından yüzey pürüzlülük değerleri (önce/sonra) arasındaki farklılığa ilişkin Tek Yönlü Varyans analizi sonucu aşağıdaki Çizelge 4.9 ve Şekil 4.5'te gösterilmiştir.

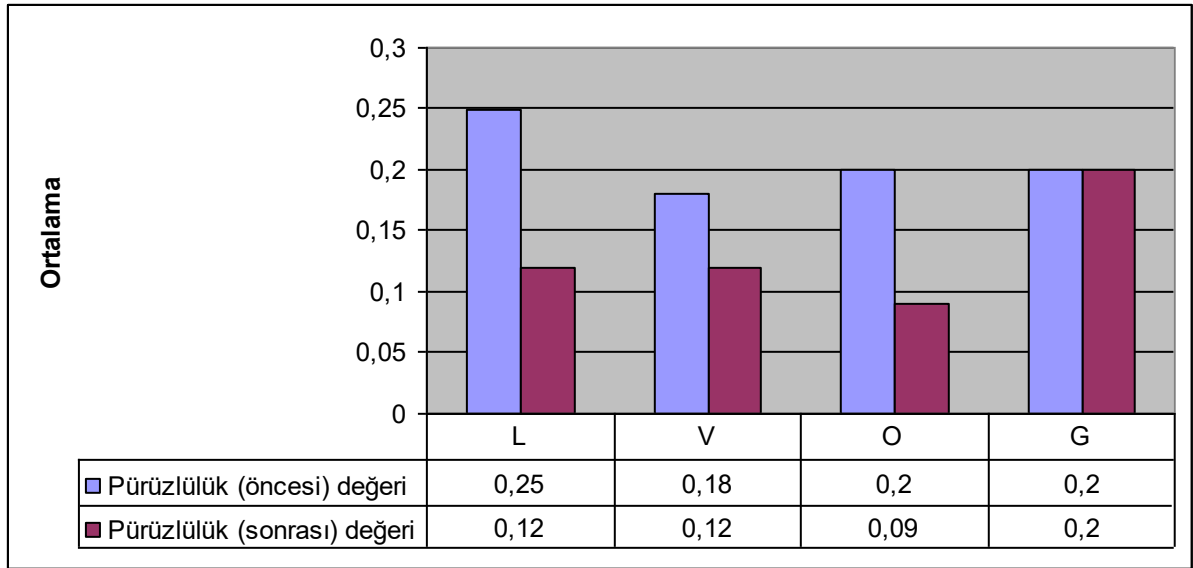
Çizelge 4.9. Gruplar açısından yüzey pürüzlülük değerleri (öncesi /sonrası) arasındaki farklılığa ilişkin tek yönlü varyans analizi sonucu

		Grup						Tek Yönlü Varyans analizi		
		N	Ortalama	Ortanca	Alt sınır	Üst sınır	ss	Serbestlik derecesi	P	İkili Karş.
Pürüzlülük (önce) değeri	Grup1	8	0,25	0,21	0,15	0,45	0,11	1,473	0,243	-
	Grup2	8	0,18	0,18	0,12	0,28	0,05			
	Grup3	8	0,20	0,21	0,12	0,27	0,06			
	Grup4	8	0,20	0,17	0,1	0,29	0,07			
	Toplam	32	0,21	0,19	0,1	0,45	0,08			
Pürüzlülük (sonra) değeri	Grup1	8	0,12	0,13	0,06	0,16	0,03	24,27	0,0001	4-1
	Grup2	8	0,12	0,12	0,1	0,13	0,01			4-2
	Grup3	8	0,09	0,09	0,06	0,14	0,03			4-3
	Grup4	8	0,20	0,20	0,14	0,25	0,03			
	Toplam	32	0,13	0,13	0,06	0,25	0,05			

Gruplar arasında pürüzlülük öncesi değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($P>0,05$).

Gruplar arasında pürüzlülük işlem sonrası değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($P<0,05$). Grup 4 örneklerine uygulanan glaze işlemi sonrası pürüzlülük değerleri diğer grupların pürüzlülük değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

Şekil 4.5'de gruplar açısından ortalama pürüzlülük değer grafiği gösterilmektedir.



Şekil 4.5. Gruplar Açısından ortalama yüzey pürüzlülükdeğerleri (öncesi/sonrası) grafiği

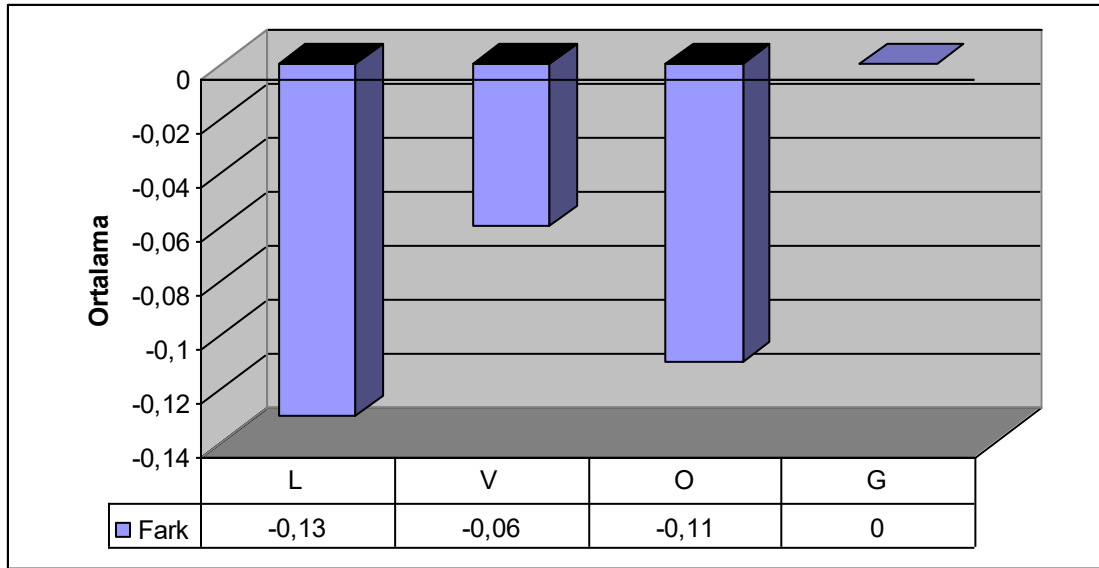
4.10. Gruplar Açısından Pürüzlülük Fark Değerleri Arasındaki Farklılığa İlişkin Tek Yönlü Varyans Analizi Sonucu

Çizelge 4.10. Gruplar açısından pürüzlülük fark değerleri arasındaki farklılığa ilişkin tek yönlü varyans analizi sonucu

		Grup						Tek Yönlü Varyans Analizi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt sınır	Üst sınır	Standart sapma	Serbestlik derecesi	P	İkili karş.
Fark	L	8	-0,13	-0,11	-0,29	-0,02	0,09	6,163	0,002	4-1 4-3
	V	8	-0,06	-0,05	-0,17	-0,02	0,05			
	O	8	-0,11	-0,11	-0,18	-0,04	0,05			
	G	8	0,00	0,00	-0,10	0,09	0,07			
	Toplam	32	-0,07	-0,06	-0,29	0,09	0,08			

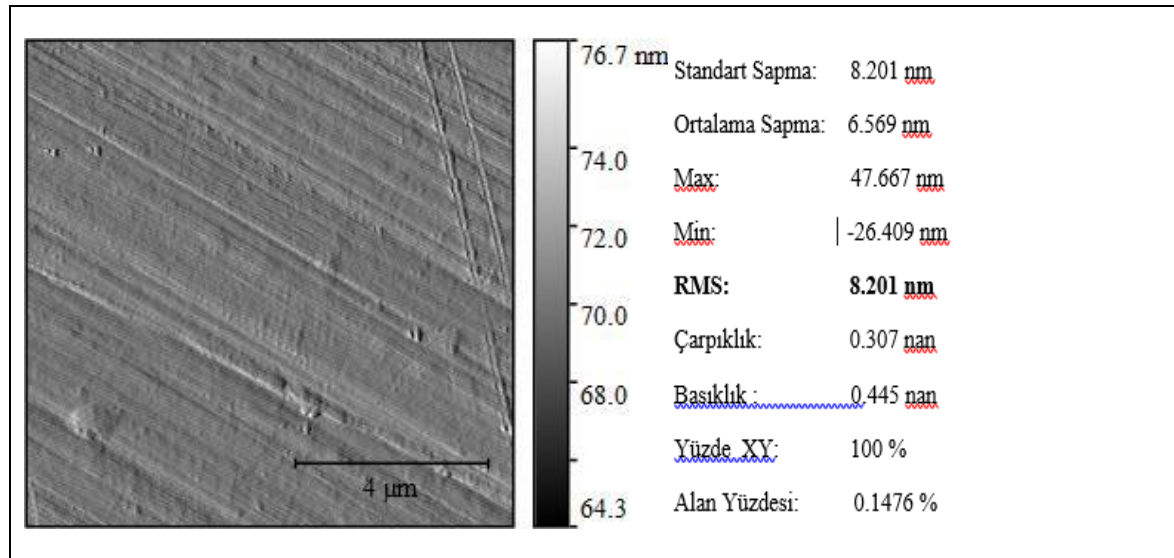
Gruplar arasında pürüzlülük fark değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($P < 0,05$). Grup 4 (G) örneklerin pürüzlülük fark değerleri, Grup 1 (L) ve Grup 3 (O) örneklerinin pürüzlülük değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

Şekil 4.6’da gruplar açısından pürüzlülük fark değer grafiği gösterilmektedir.

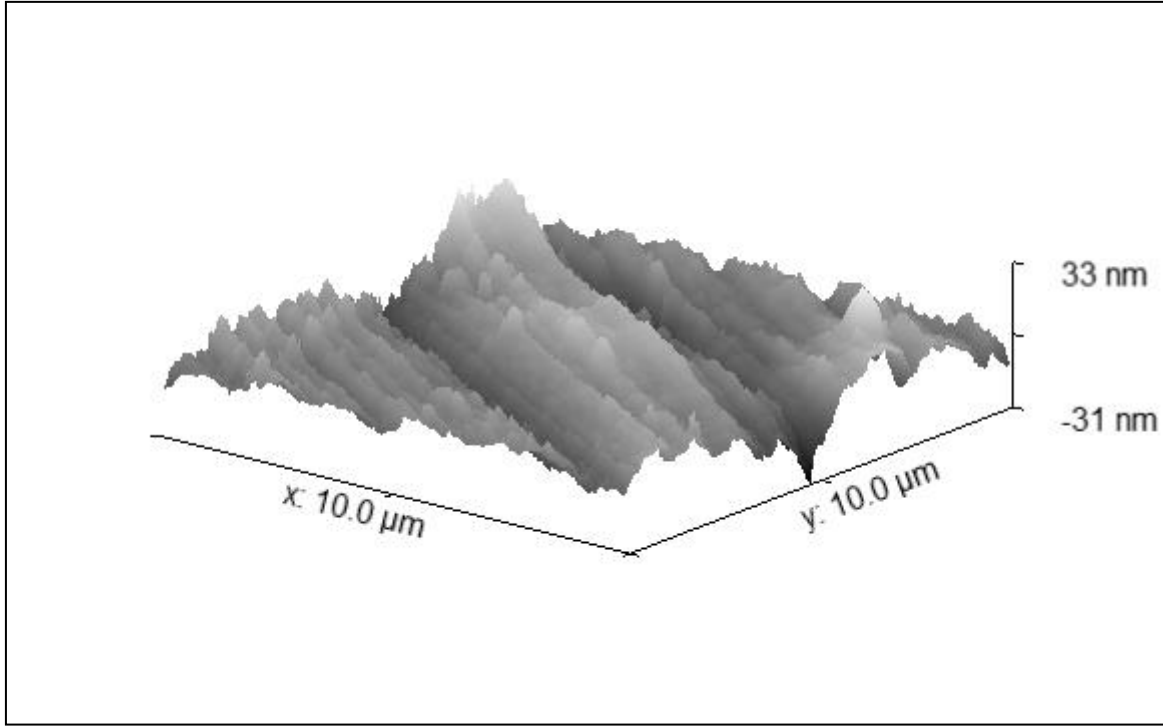


Şekil 4.6. Gruplar açısından pürüzlülük fark değerleri grafiği

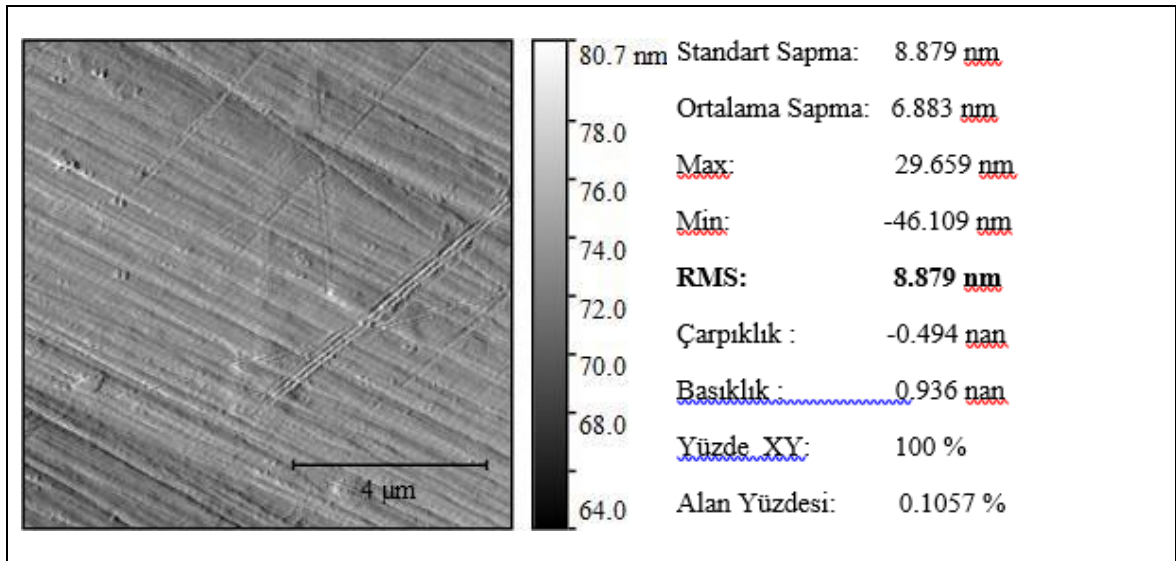
4.11. Örneklerin Atomik Kuvvet Mikroskopunda Yükseklik ve Üç Boyutlu Yüzey Görüntüsü



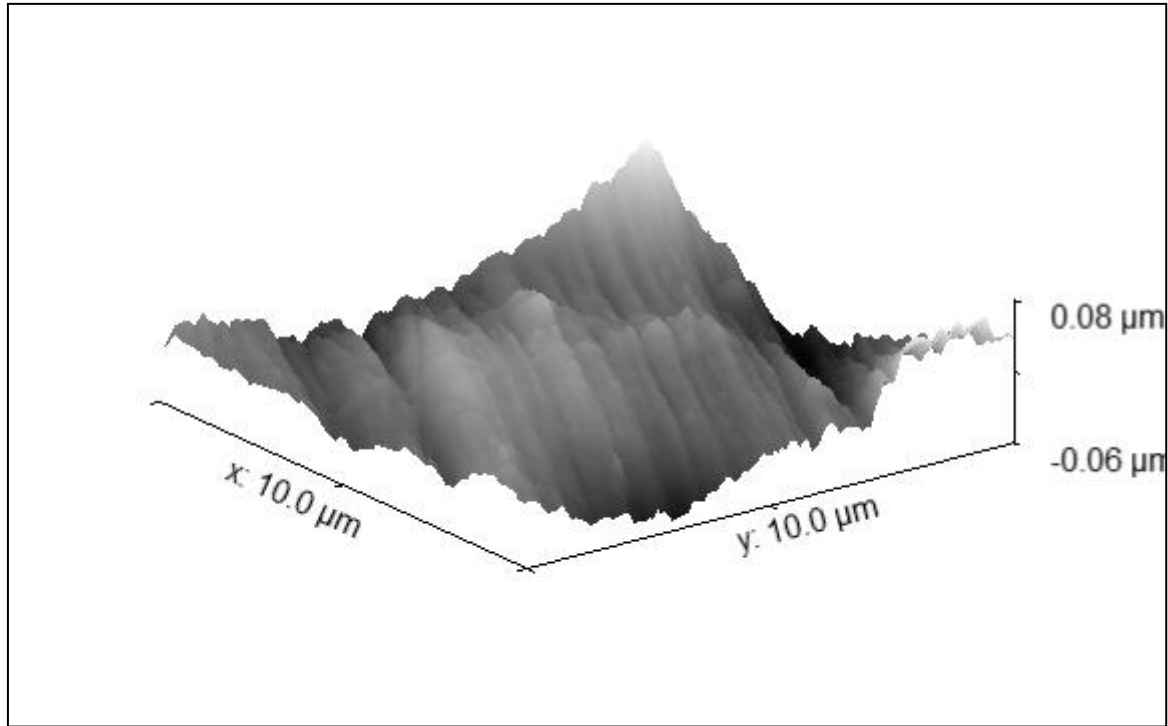
Şekil 4.7. Grup 1(L) Luster polisaj kiti uygulanan örneklerin yükseklik görüntüsü



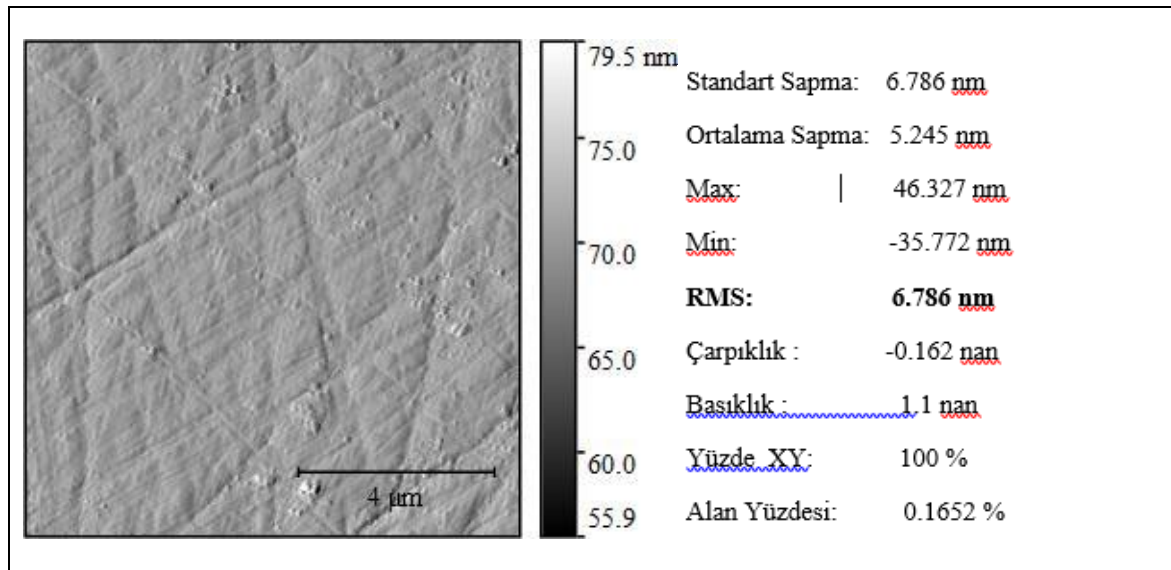
Şekil 4.8. Grup 1(L) Luster polisaj kiti uygulanan örneklerin üç boyutlu yüzey görüntüsü



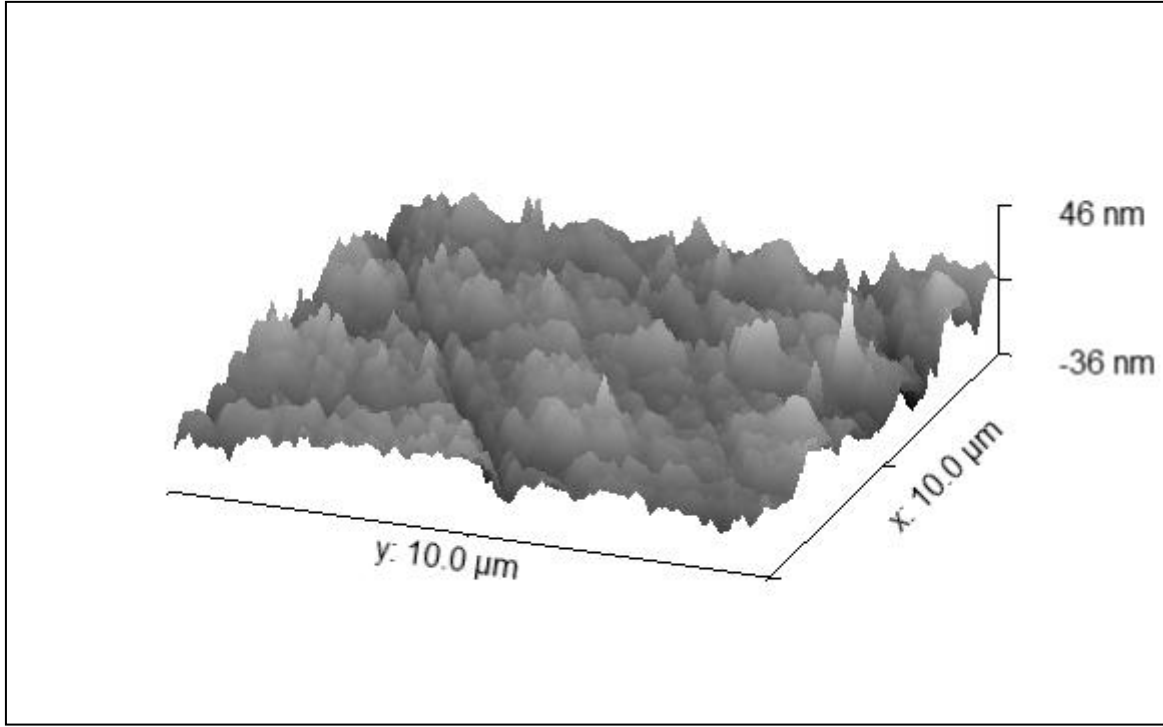
Şekil 4.9.Grup 2 (V)Vita Suprinity polisaj kiti uygulanan örneklerin yükseklik görüntüsü



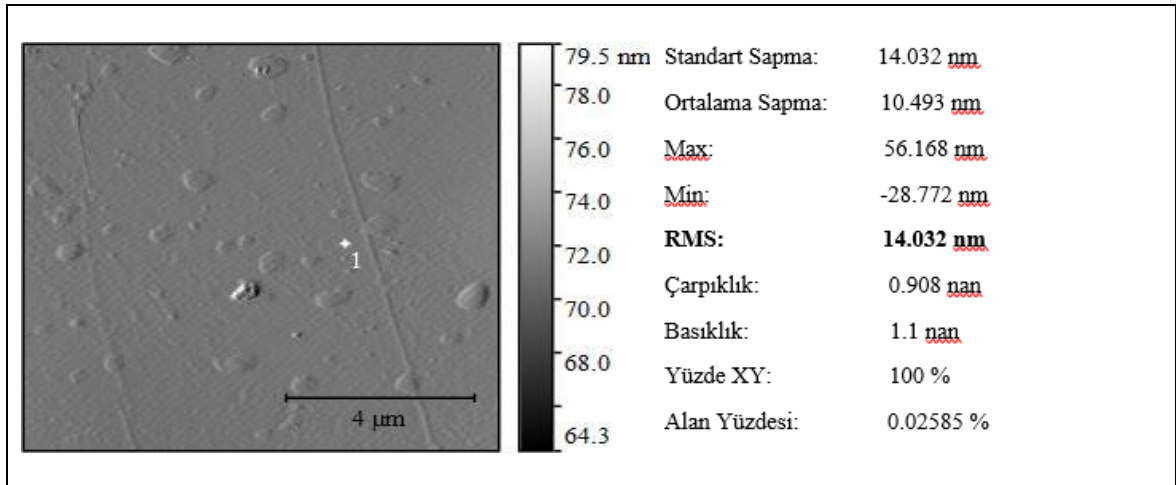
Şekil 4.10. Grup 2 (V) Vita Suprinity polisaj kiti uygulanan örneklerin üç boyutlu yüzey görüntüsü



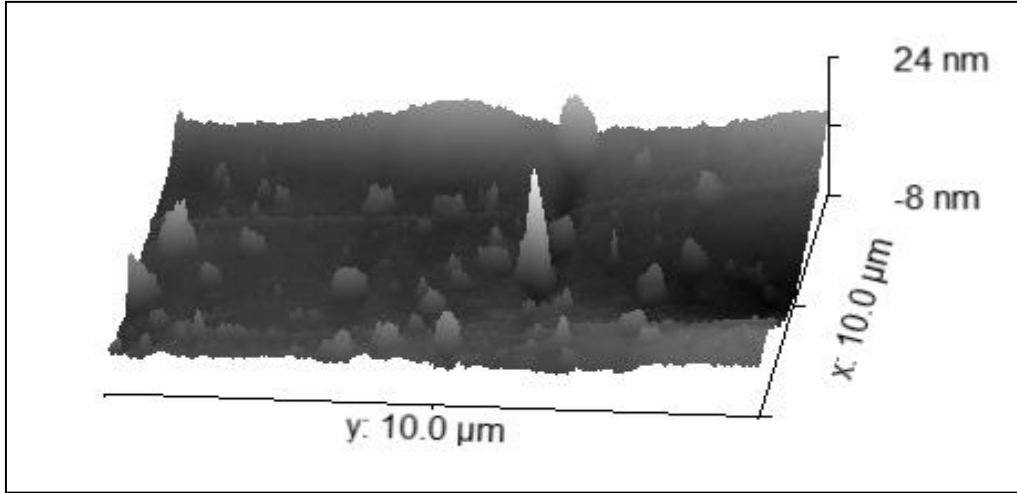
Şekil 4.11. Grup 3 (O) OptraFinepolisaj kiti uygulanan örneklerin yükseklik görüntüsü



Şekil 4.12. Grup 3 (O) OptraFinepolisaj kiti uygulanan örneklerin üç boyutlu yüzey görüntüsü



Şekil 4.13. Grup 4 (G) Glaze uygulanan örneklerin yükseklik görüntüsü



Şekil 4.14. Grup 4(G) Glaze uygulanan örneklerinin üç boyutlu yüzey görüntüsü

Örneklerin atomik kuvvet mikroskopunda yüzey görüntüleri incelendiğinde, mekanik polisaj yapılmış gruplarda üretim sırasında materyalin yüzeyinde meydana gelen düzensizliklerin kısmen giderildiği, ancak derin çiziklerin materyalin yüzeyinde halen mevcut olduğu belirlendi (Şekil 4.7), (Şekil 4.9) ve (Şekil 4.11).

Luster polisaj kiti uygulanan örneklerde kök-kare pürüzlülük değeri (Rms) 8,201 nm; Vita Suprinity polisaj kiti uygulanan örneklerde 8,879 nm; OptraFinepolisaj kiti uygulanan örneklerde ise 6,786 nm bulunmuştur.

Glaze uygulanan grupta glaze partiküllerinin materyalin yüzeyinde düzensiz gruplar halinde kaldığı belirlendi (Şekil 4.13). Glaze uygulanan örneklerde ise kök-kare pürüzlülük değeri (Rms) 14,032 nm bulunmuştur.

Şekil 4.8, Şekil 4.10, Şekil 4.12 ve Şekil 4.14’de grupların üç boyutlu yüzey görüntüleri gösterilmektedir.

5. TARTIŞMA

Günümüzde estetik beklentilerin artması ve gelişen teknoloji ile birlikte CAD/CAM sistemlerin kullanımı, optik ve mekanik özellikleri daha gelişmiş tam seramik materyallerin piyasaya sunulması ile birlikte artmıştır [119].

Tam seramikler, doğal dişe yakın ısı iletkenlik ve ışık geçirgenliği, biouyumluluk ve plak birikimini engellemek gibi birçok avantaja sahiptir [120,121]. Tam seramiklerin baskı dayanımı yüksektir (350-550 MPa), ancak gerilme dirençlerinin (20-60 MPa) düşük olmasından dolayı kırılgan bir yapıya sahiptirler [121-123]. Bu nedenle mekanik özellikleri geliştirilmiş tam seramiklerin üretimi gündeme gelmiştir. Yüksek kırılma dayanımına sahip (>350 MPa) ve aynı zamanda posterior bölgede kullanılabilen lityum disilikat gibi tam seramik materyallerin üretimine başlanmıştır [8]. Son yıllarda ise gelişen teknolojiyle birlikte lityum disilikat tam seramikler materyallerin mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla içerisine %10 zirkonya ilave edilmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat tam seramikler piyasaya sunulmuştur [9,10]. Yeni geliştirilen bu seramiklerin klinik kullanımlarının değerlendirilebilmesi için, mekanik, fiziksel ve optik özelliklerini araştıran deneysel çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu nedenle, bu çalışmada zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Celtra Duo) materyaline uygulanan farklı yüzey bitirme işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin değerlendirilmesi ve çalışmanın sonuçlarından elde edilecek bilgilerle klinikte lityum silikat restorasyonlar için kullanılacak en uygun yüzey bitirme tekniğinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Dental seramiklere uygulanan yüzey bitirme tekniklerinin restorasyonların bükülme dayanımı ve karşıt dişlerde aşınma üzerine önemli bir etkisi vardır [124]. Ayrıca bitirme işlemleri restorasyonun estetik ve renk stabilitesinin sağlanması açısından önemlidir [65,70,80,125]. Bu nedenle restorasyonların yüzey pürüzlülüğü mümkün olduğu kadar en aza indirilmelidir [9]. Yüzey pürüzlülüğü, optik veya kontakt profilometrelerle ölçülmekte ve materyallere ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) μm cinsinden ifade edilmektedir. Ayrıca restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü görüntülemek ve değerlendirmek için elektron mikroskobu ve atomik kuvvet mikroskobu gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır [126].

Atomik kuvvet mikroskobu restoratif materyallerin üç boyutlu ve görsel olarak yüzey görüntüsünü ölçen bir sistemdir [106]. Çalışmamızda materyalin yüzey pürüzlülüğünü matematiksel olarak ölçmek dışında yüzey görüntüsünü değerlendirmek için atomik kuvvet mikroskobu kullanılmıştır.

Çalışmalarda, bakteriyel adezyon için kritik yüzey pürüzlülüğü değeri 0,2 μm olarak bildirilmiştir [127]. Dental restorasyonlar için ise 0,3 μm yüzey pürüzlülük değerinin kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir [128]. Yüzey pürüzlülük değerinin 1 μm 'den düşük olduğu durumlarda görsel olarak da pürüzsüz yüzeyler görüldüğü kanıtlanmıştır [129].

Jones ve diğerlerinin [130], yaptığı bir çalışmada pürüzlülük değerinin 0,2-0,5 μm Ra'dan yüksek olduğu durumlarda hastalar tarafından hissedildiği belirtmiştir.

CAD/CAM sistemi kullanılarak tam seramik bloklardan üretilen restorasyonların yüzeyi millenerek üretildikleri için pürüzlüdür [40,66,67]. Bu nedenle restorasyonların hastaya tesliminden önce mekanik parlatma veya glaze işlemlerinin uygulanması zorunludur [68]. Yapılan bu yüzey bitirme işlemleri restorasyonu daha pürüzsüz hale getirerek plak birikimini ve karşıt dişte aşınmayı azaltır [40,69,131]. Ayrıca parlak yüzeyler pürüzlü yüzeylere göre renklenmeye karşı daha dirençlidir [65,70].

Dijital olarak üretilen restorasyonlar, milling sonrası yeterli yüzey düzgünlüğüne sahip değildirler. Aynı zamanda ağız içerisine oklüzal ve aproksimal olarak uyumlanması gereken yüzeyler de ortaya çıkmaktadır [40]. Bu nedenle restorasyonların hastaya teslim aşamasında bitirme ve cila işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Başarıyı arttırmak amacıyla yapılan restorasyonlarda yüzeyler pürüzsüz hale getirilmelidir [132-134]. Pürüzsüz yüzeyler bakteri adezyonunu en aza indirir [135]. Aynı zamanda pürüzsüz yüzeyler karşıt dentisyonda daha az aşınmaya neden olmakta ve restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir [60].

Restorasyonların estetik görüntüsü ve parlaklığı yansıyan ışık miktarına bağlıdır. Yüzeylerden yansıyan ışık demetleri restorasyonun yüzey pürüzlülüğü ile orantılıdır. Bu sebeple pürüzsüz ve parlak bir yüzey istenilen bir durumdur [136]. Simantasyon öncesinde, restorasyonların ağızda uyumlanması sırasında restorasyonlarda bazı düzeltmeler yapmak gerekebilir [80,137]. Bu işlemler genellikle 45-50 μm gren boyuna sahip elmas frezlerle yapılmaktadır. Yapılan uyumlama işlemleri, materyalin yüzeyindeki kapalı porları açığa

çıkarak daha da pürüzlü yüzeylere neden olur. Pürüzlü yüzeyler renklenmeye yatkındır ve bükülme dayanıklılığını azaltarak materyalin daha kırılğan yapıya sahip olmasına neden olmaktadır [65,70,138]. Ağızda uyumlama yapıldıktan sonra restorasyonların tekrar polisajı için üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik parlatma kitleri kullanılmaktadır.

CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonların marjinlerine genellikle mekanik yöntemlerle ağız içerisinde parlatma işlemi uygulanmaktadır. Simantasyon işlemi sonrasındaki oklüzal uyumlamalar glaze yapılmış yüzeylere zarar verebilir. Ağız içi uygulanan mekanik polisaj işlemiyle hasta başında restorasyon yüzeyinin tekrar parlatılması sağlanmakta ve klinik işlemlerin süresi ve sayısı azaltılmaktadır. Ayrıca mekanik parlatma sonunda elmas içerikli parlatma pastalarının kullanımı ile restorasyon yüzeyinin pürüzsüz olması sağlanmaktadır [80,137]. Tek başına elmas içerikli parlatma pastalarının kullanımı seramik materyaller için parlaklık sağlanması açısından yeterli değildir [80]. Elmas içerikli parlatma pastaları dışında ışıkla sertleşebilen likit parlaticılar ile daha pürüzsüz ve parlak yüzeyler elde edilebilmekte ve mekanik parlatma malzemeleri ile yapılan bu işlemler sonrası restorasyonlarda bakteri tutulumunun daha azaldığı bildirilmektedir [82,83].

Ward ve diğerleri [139], bir çalışmada 3 opalesent seramik (Ceramco II, Vintage/Opal 58 ve Duceram-LFC) yüzeyine uygulanan glaze ve mekanik polisaj sistemlerinin (TruLuster, FlexDisc, ET Diamonds, Ultra 2, MPS Diamond) yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemişlerdir ve sonuçta mekanik polisaj yapılmış bir yüzeyin daha az pürüzlü olduğunu ve glazeli bir yüzeye göre daha az plak birikimi oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Jagger ve arkadaşları [140], feldspatik porselene (Vitadur N,Vita) uygulanan mekanik cila işlemlerinin (Soflex, 3M ve Shofu, SHOFU Dental) ve glaze işleminin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri çalışmada mekanik polisaj ile elde edilen yüzey pürüzlülüğünün glaze ile elde edilen yüzey pürüzlülüğüne eşit ya da daha düşük olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmacılar klinikte uygulanan porselen aşındırmalarından sonra mekanik cila işleminin tekrar glaze işlemine göre karşıt dentisyonda daha az aşındırmaya neden olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Fasbinder ve diğerlerinin [40] yapmış olduğu bir çalışmada, klinik olarak kabul edilebilir bir yüzey oluşturmaya yönelik, çeşitli bitirme/cila sistemleri kullanılmış ve bu sistemlerin CAD/CAM restorasyonlarının yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülük değişimleri

değerlendirilmiştir. 100 adet onley şeklinde olan monolitik CAD/CAM bloklardan 30 tanesi nano-seramik (3M LAVA Ultimate, 3M ESPE, Amerika Birleşik Devletleri), 30 tanesi hibrit seramik (Vita Enamic) ve 40 tanesi lösit içerikli seramiktir (IPS EmpressCAD). Tek bir grup EmpressCAD onley, porselen fırınında glazelenmiştir. Parlatma ve polisaj sistemleri, bir aşındırıcı-polisaj tekniği (Meisinger Polishing Kit, Brasseler Dialite Kit) ve bir fırça polisaj tekniğinden (VH Technology instrument, VITA Enamic Polishing Kit) oluşmuştur. Materyallerin pürüzlülük değerleri, zamanla değişmiş olmasına rağmen, test edilen polisaj/cila sistemleri tüm malzemeler üzerinde benzer derecede pürüzlü yüzeyler elde edilmesine neden olmuştur. Bu sayede, cilalanan seramik yüzeylerinin glazeli seramik yüzeyleri kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturabildiği bildirilmiştir.

Ereifej ve diğerleri [107], rezin kompozitlere uygulanan farklı polisaj/cila prosedürlerinin materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Çalışmada 5 farklı rezin kompozit (Filtek Silorane, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Posterior, Premise, Estelite Sigma) kullanılmıştır. Her bir kompozit materyalinden hazırlanmış örnekler 5 farklı polisaj/cila sistemi (Opti1Step, OptiDisc, Kenda CGI, PoGo, metallurgical polishing) uygulanmıştır. Araştırmacılar, tek aşamalı bir polisaj sistemi olan PoGo polisaj sisteminin, çok aşamalı polisaj sistemlerinden ciddi oranda daha pürüzsüz ve düzgün yüzeyler elde edilmesine neden olduğunu belirtmişlerdir.

Flury ve diğerlerinin[72] yapmış oldukları çalışmada farklı polisaj tekniklerinin, farklı CAD/CAM seramik materyaller üzerindeki etkileri incelenmiştir. Çalışmada VITABLOCS MARK II ve IPS Empress CAD CAD/CAM seramik materyalleri kullanılmıştır. Glaze işlemi, tek aşamalı polisaj tekniğinin etkinliğinin incelendiği çalışmada kontrol grubu olarak kullanılmıştır. EVE Diacera W11DC-Seti, JOTA 9812-Seti, OptraFine-System, Sof-Lex XT 2382 diskleri ve Brownie/Greenie/Occlubrush polisaj lastikleri olmak üzere beş farklı mekanik polisaj tekniği çalışmaya dahil edilmiştir. Örneklerin yüzey özellikleri Ra ve Rz parametreleri incelenerek değerlendirilmiştir. Temsili örneklerde SEM ile yüzey değerlendirilmesi yapılmıştır. Araştırmacılar, VITABLOCS MARK II ve IPS Empress CAD örneklerin bitim ve cila işleminin Sof-Lex XT diskler ile yapıldığı durumda en pürüzsüz yüzeylerin elde edildiğini ifade etmişlerdir. VITABLOCS MARK II’de Sof-Lex XT disklerin uygulandıkları yüzeylerde, glaze ile oluşturulan yüzeylerden daha düşük Ra değerleri ölçülmüştür, ancak diğer polisaj sistemleri glazeli yüzeylerden daha yüksek Ra değerlerine neden olmuşlardır. Araştırmacılar, IPS Empress CAD’de ise Sof-Lex XT diskler ve JOTA

seti ile oluşturulan yüzeylerin Ra değerlerinin glaze uygulanan yüzeylerden daha düşük olduğunu, diğer polisaj teknikleri ve glazeli yüzeylerin Ra değerlerinin eşdeğer olduğunu bildirmiştir.

Sethi ve diğerleri [141] otoglaze, hasta başı polisaj ve tekrarlanan glaze işlemlerinin seramiklerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemiştir. Çalışmada VITA VMK 94 VE IVOCLAR CLASSIC seramikleri kullanılmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü profilometre ve taramalı elektron mikroskobu kullanılarak yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda yeniden glazelenen örneklerin yüzey pürüzlülüğü ile hasta başı polisaj yapılan örneklerin yüzey pürüzlülüğü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bildirilmiştir. Yeniden glazelenen örneklerle hasta başı polisaj yapılan örneklerin yüzey pürüzlülüğünün otoglazeli yüzeylerden daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Al-Wahadni ve diğerleri [142] düşük lösit ve yüksek kristal içeriğine sahip olan (IPS Empress 2 ve In-Ceram/Vitadur Alpha) seramik materyallerin mekanik polisaj (Shofu porselen veneer kiti) işleminden sonra yüzey pürüzlülüğünün azalabileceğini belirtmişlerdir, ancak seramik üzerinde gerçekleştirilen aşındırma işlemlerinden sonra tekrar glaze işleminin tekrarlanmasını veya mekanik polisaj işleminin sonunda elmas içerikli patların uygulanmasını önermişlerdir.

Yapılan çalışmalarda [40,72,107,141,142] tek aşamalı mekanik polisaj, çok aşamalı mekanik polisaj kitleri ve glaze işleminin sonuçlarıyla ilgili çelişkiler bulunmaktadır. Bu nedenle bu çalışmada, zirkonya katkılı lityum silikat örneklerle mekanik olarak Luster polisaj kiti, Vita Suprinity polisaj kiti, OptraFine polisaj kiti ve farklı yüzey işlemi olarak ise glaze işlemi uygulanmıştır ve bu yüzey işlemlerinin materyalin ortalama yüzey pürüzlülüğüne etkisi araştırılmıştır.

Wright ve arkadaşlarının [105], yaptıkları bir çalışmada IPS Empress CAD materyaline uygulanan glaze işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı belirtilmiştir. Başka bir çalışmada ise Fraga ve arkadaşları [143], IPS Empress CAD materyaline uygulanan glaze işleminin materyalin pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda seramikte stres oluştuğunu ve yüzey pürüzlülüğünün arttığını belirtmişlerdir. Bu çalışmaların sonucunda görülen glaze işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğünün artması çalışmamızla çelişmektedir bunun nedeninin de çalışmamızda kullanılan zirkonyum katkılı lityum silikat

ile yukarıda belirtilen çalışmalarda kullanılan lityum disilikat tam seramik materyalinin kristal yapısının dolayısıyla yüzey özelliklerinin farklı olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde yüzeye glaze işlemi uygulama öncesinde ve sonrasında ortalama yüzey pürüzlülüğünün değişmediği ($0,20\ \mu\text{m}$) belirlenmiştir.

Steiner ve diğerleri [83] mekanik polisaj işlemlerinin materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemişler ve çalışmada beş farklı tam seramik (IPS Empress Esthetic, IPS e.max Press, Cergo Kiss, Vita PM 9, Imagine PressX) materyallerine beş farklı mekanik polisaj sistemi (Cerapreshine, 94006C, Ceramiste, OptraFine, Zenostar) uygulamışlardır. Pürüzlülük değerleri profilometre vasıtasıyla ölçülmüştür. Kontrol grubu olarak glazeli örnekler kullanılmıştır. En düşük yüzey pürüzlülüğü IPS e.max Press örneklerine Zenostar mekanik polisaj uygulanmış grupta görülmüştür. OptraFine mekanik polisaj uygulanmış gruplarda da yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığını bildirmişlerdir.

Amaya-Pajares ve diğerleri [144] 4 farklı monolitik seramik bloklara (BruxZir, Zenostar, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD) uygulanan yüzey işlemleri sonrası pürüzlülük değerlerini karşılaştırmışlar ve BruxZir ve Zenostar seramiklere glaze ve polisaj işlemi, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramiklere ise OptraFine ve Dialite LD polisaj işlemi uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda OptraFine polisaj kitinin IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD üzerinde daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğu bildirilmiştir.

Al-Habdan ve diğerlerinin [145], yaptıkları bir çalışmada VM9 ve IPS e.max materyalleri üzerine uygulanan 4 farklı mekanik polisaj sisteminin (Sof-lex discs, OptraFine, EVE, Jazz) materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelenmiş ve kontrol grubu olarak glazeli örnekler kullanılmıştır ($R_a=0,557$). En düşük yüzey pürüzlülük değeri Soft-lex mekanik polisaj kiti uygulanmış IPS e.max örneklerinde görülmüştür ($R_a=0,195$). OptraFine mekanik polisaj uygulanmış örneklerin glazeli yüzeylere göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük fark bulunmuştur.

İncesu ve diğerleri[146] farklı polisaj tekniklerinin, farklı CAD/CAM seramik materyaller üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada üç farklı seramik materyali (IPS e.max Ceram, VITA VM9, ve Lava Plus Zirconia) kullanılmıştır. Materyallere uygulanan 4 farklı mekanik polisaj sistemleri (OptraFine, Shofu, Meisinger, Komet) çalışmaya dahil edilmiştir.

Kontrol grubu olarak glazeli örnekler kullanılmıştır. En pürüzsüz yüzeyler OptraFine mekanik polisaj kiti uygulanmış örneklerde görülmüştür. Diğer gruplarda ise kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($P<0,05$). Çalışmanın sonucunda glaze işlemine alternatif olarak OptraFine mekanik polisaj kitinin kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmaların sonuçları incelendiğinde OptraFine mekanik polisaj uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü azaltması çalışmamızın sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda OptraFine polisaj kiti uygulanan örneklerde, polisaj işlemi öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) sırasıyla $0,21\ \mu\text{m}$ ve $0,09\ \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur.

Glaze işlemi seramik restorasyonlarda pürüzsüz yüzey elde etmede kullanılan en yaygın bitirme tekniğidir. Glaze işlemi uygulanan yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü mekanik parlatma ile karşılaştırıldığında, yüzey pürüzlülüğü değerlerinin yakın olduğu ancak bazen en iyi yüzey düzgünlüğünün glaze işlemiyle sağlandığı belirtilmiştir [80, 97, 147-149].

Glaze işleminin amacı porselen üzerindeki açık porların kapatılmasını sağlamaktır. Glaze tabakası restorasyonların kırılma dayanımını artırır, karşıt dentisyon aşındırmasını azaltır ve plak birikimini engeller. Glaze işlemi restorasyonu doğal dişe benzer parlaklığına sahip olmasını sağlar [97]. Glaze işleminin restorasyonun yüzeyinde pörözitenin ortaya çıkması, işlemin zaman alması ve restorasyonun tekrardan fırınlanması gibi dezavantajları vardır. Bu nedenle farklı mekanik polisaj kitleri ve pastaları glaze işlemi yerine önerilebilmektedir [86,104,105]. Bazı araştırmacılar, glazeli ve cilalı yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü açısından benzer sonuçlar ortaya koyduğunu bildirmişlerdir [147,150,151].

Bu nedenle bu çalışmada, farklı polisaj kitleriyle mekanik olarak parlatmanın ve glaze işleminin zirkonya katkılı lityum silikat seramiklerin ortalama yüzey pürüzlülüğüne etkisinin araştırılması ve mekanik polisaj işlemleriyle glaze işleminin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Oliviera ve diğerleri [147] iki CAD/CAM cam seramik (ProCAD, Vita Mark 2) ve iki feldspatik seramik (VM7, IPS e.max Ceram) materyaline uygulanan glaze (Vita Akzent 25 Glaze ve IPS e.max Ceram Glaze) ve mekanik polisaj işleminin (Exa-Cerapol) materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda cam seramik

materyallerde mekanik polisaj işlemi sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerinin daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Feldspatik seramiklerde ise her iki yüzey bitirme işlemi sonrasında yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Saraç ve diğerlerinin [80] yapmış olduğu bir çalışmada, feldspatik porselenlere uygulanan porselen cila sistemlerinin renk ve yüzey özellikleri üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Kontrol grubu olarak glazeli materyaller kullanılırken; deney gruplarına polisaj cila (Ultra II, SHOFU Dental), polisaj bantları (Diamond Stick, SHOFU Dental), polisaj diskle (CeraMaster, SHOFU Dental) ya da düzeltme seti (Porcelain Adjustment Kit, SHOFU Dental) uygulanmıştır. Bu çalışmada, uygulanan tekniklerin oluşturduğu materyal yüzeyleri, glazeli yüzeyler kadar düzgün bulunmuştur. Tek başına parlatma pastası kullanımının, porselen yüzeyinin düzgünlüğünü sağlamadığı bildirilmiştir.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde yüzeye glaze işlemi uygulama öncesinde ve sonrasında ortalama yüzey pürüzlülüğünün değişmediği ($0,20 \mu\text{m}$) belirlenmiştir. Glaze işleminin materyalin yüzeyinde daha pürüzsüz bir yüzey oluşturmadığı görülmüştür. Mekanik polisaj grupları ile glaze işlemi uygulanan grubun ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; glaze işlemi uygulanan örnekler için yüzey pürüzlülüğü anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($P>0.05$). Mekanik polisaj gruplarının ise ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında fark bulunmamıştır ($P<0.05$). Ayrıca çalışmada bütün deney gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri klinik olarak kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğü değerinin ($<0,3 \mu\text{m}$) altındadır (R_a).

Alp ve diğerlerinin [152], zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğe (Vita Suprinity) 3 farklı yüzey bitirme işlemlerinin (kristalizasyon ile birlikte glaze, kristalizasyon sonrası glaze ve mekanik polisaj) yüzey pürüzlülüğü ve yaşlandırma üzerine etkisinin incelendiği bir çalışmada yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü verilerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendiğini belirtmişler. Mekanik polisaj uygulanmış gruplar glaze uygulanmış gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düşük yüzey pürüzlülük değerleri göstermiştir. Çalışmamızın sonuçları bu çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Kılınç ve diğerlerinin [153] Lava Ultimate, GC Cerasmart, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Vita Mark II seramikleri üzerine glaze ve mekanik polisaj (Luster, Ultimate F&P, Enamic Laboratuvar kiti ve Sof-Lex) kitleri uygulamışlardır. Çalışmada farklı yüzey bitirme işlemlerinin ultraviyole yaşlanma sonrası materyallerin optik değerleri üzerine etkisini incelemişlerdir. Vita Suprinity tam seramik üzerine uygulanan glaze (Vita Akzent Plus) ve mekanik polisaj (Luster polishing kit) sonrası bu iki yüzey bitirme işleminin pürüzlülük ve renklenme açısından arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Bu nedenle mekanik parlatma kitlerinin glaze yerine klinik olarak kullanabileceğini bildirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan Luster polisaj kiti sonuçları bu çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Özarslan ve diğerleri [154] Vita Enamic hibrit seramik materyaline firmanın önerileri doğrultusunda Vita glaze ve 2 mekanik polisaj (Vita Enamic teknik polisaj kiti ve Vita Enamic klinik polisaj kiti) kiti kullanarak yüzey işlemleri uygulamışlardır. En pürüzlü yüzeyler glaze grubunda gözlenmiştir. Klinik kit ve laboratuvar kit uygulanmış örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir ($P>0.05$).

Vichi ve diğerleri [155] zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) cam seramik materyalleri üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin (30 ve 60 saniye mekanik polisaj, glaze pasta ve sprej) parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışmada her iki materyale uygulanan 60 saniye mekanik polisaj kitinin (Vita Suprinity klinik polisaj kiti ve OptraFine) en düşük yüzey pürüzlülüğüne neden olduğunu bildirmişlerdir. 60 saniye mekanik polisaj ve glaze pasta uygulanan örnekler arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda kullanılan Vita Suprinity ve OptraFine mekanik polisaj kitinin materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi bu çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde Luster polisaj kiti uygulanan örneklerde, polisaj işlemi öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) sırasıyla $0,25 \mu m$ ve $0,12 \mu m$ dir. Vita Suprinity polisaj kiti uygulanan örneklerde, polisaj işlemi öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) sırasıyla $0,18 \mu m$ ve $0,12 \mu m$ dir. OptraFine Polisaj kiti uygulanan örneklerde, polisaj işlemi öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) sırasıyla $0,21 \mu m$ ve $0,09 \mu m$ dir. Bütün mekanik polisaj

uygulama gruplarında, uygulanan polisaj işlemlerinin materyalin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı olarak azalttığı ve daha pürüzsüz bir yüzey oluşturduğu belirlenmiştir.

Seramik yüzeyde glazeleme işlemi, sinterleme işlemi sırasında açılan gözenekleri kapatmak, parlak ve pürüzsüz yüzeyler elde etmek için kullanılır [15]. İlâveten, laboratuvar işlemleri sırasında materyal içeriğinde oluşan mikro çatlakların ilerlemesine ve bunun sonucunda kırık oluşmasına daha dirençli yüzeyler oluşturur. Ancak, seramiklerin glaze yerine cilalanmasıyla daha doğal bir yüzey parlaklık elde edilebilir [156]. Glazeli bir yüzeyle cilalı bir yüzeyin pürüzlülük değerleri hemen hemen aynı olabilirken aşınma ve aşınmaya karşı direnç ve pigmentlerin emilmesi gibi diğer özellikler açısından farklı sonuçlar doğurabilir [15,104].

Glazeli yüzeyin başlangıç zaman dilimindeki pürüzsüzlüğü cilalı yüzeye göre daha üstün olabilir [157-159]. Yapılacak olan restorasyonun uygun materyal seçiminden sonra kullanılacak olan yüzey bitirme işlemlerinin ideal pürüzsüzlükte yüzey oluşturduğu tartışmalıdır [145,147].

Mekanik profilometre pürüzlülük ölçüm değerleri, yüzeyden rastgele yapılan üç ya da beş ölçüm ile elde edilen değerlerin ortalaması hesaplanarak ortaya çıkar. Ancak, AFM ile yapılan değerlendirmede belirlenmiş bir yüzey alanı taranarak, mekanik profilometre ile gözden kaçabilecek pürüzlü ya da düzensiz yüzey alanları tespit edilebilir. Sonuçta sadece bir matematiksel değer elde edilmekle kalınmaz, aynı zamanda belirlenmiş olan alanın görsel olarak görüntüsü de izlenebilir.

Bu nedenle çalışmamızda pürüzlülük değerine (R_a) ek olarak, AFM cihazı ölçümlerindeki kök-kare pürüzlülük değeri (R_{ms}) de dikkate alınmıştır. R_{ms} parametresi R_a parametresinin yanlış yorumlanma ihtimalini en aza indirmenin yanı sıra ortalama alansal pürüzlülük hakkında bilgi sağlamaktadır [160, 161].

R_{ms} parametresi incelendiğinde en yüksek değerler glaze uygulanan örneklerde görülmüştür. Mekanik profilometre ile ölçülen pürüzlülük değerleri incelendiğinde de, glaze uygulanan örneklerin yüzeylerinde diğer mekanik polisaj yapılmış örneklerden daha yüksek R_a değeri tespit edilmiştir. Sonuçlar, glaze işlemlerinin materyalin yüzeyinde, diğer mekanik polisaj sistemleri kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturmadığı görülmüştür. AFM kullanılarak

belirli bir birim alanın tamamının taranarak elde edilen kök-kare pürüzlülük (Rms) değerlerinde de glaze uygulanan örneklerin değerlerinin yüksek olması, glazenin materyaller üzerinde bir dalgalanmaya neden olduğu düşünülebilir. Bu durum, glazenin materyal üzerine uygulandıktan sonra, materyal üzerinde kendi kendine yayılmasının beklenmesi ile oluşabileceği gibi zımpara işlemlerinin oluşturduğu girinti ve çıkıntılara homojen olmayacak bir şekilde dağılması ile ilgili olabilir [162].

Bu çalışmamızda, OptraFine polisaj kiti uygulanmış örneklerin yüzey pürüzlülüğü (Ra) diğer gruplardan daha düşük bulunmuştur bunun nedeninin OptraFine polisaj kitinin son aşamasında uygulanan 2-4 µm partikül boyutlarında elmas içeren polisaj pastasının yüzey pürüzlülüğün azalmasına neden olduğu düşünülmektedir. AFM ile alınan görüntülerde de OptraFine polisaj kiti uygulanmış grup diğer gruplara göre yüzeylerinde çentikler ve çiziklerin daha az olduğu izlenmektedir. Tüm gruplarda mekanik profilometre ile ölçülen pürüzlülük değerleri atomik kuvvet mikroskopunda elde edilen değerlerle aynı paralellikte saptanmıştır.

Glaze işlemi için gerekli olan ekipmanın yeterli olmadığı ve zaman kısıtlamasının olduğu durumlarda mekanik polisaj kitleri kullanılarak restorasyonlarda yüzey bitirme işlemi yapılabilir. Yapılan bir çok çalışmada farklı mekanik polisaj kitleri ile restorasyonların final yüzey bitirme işlemlerinin, glazeli restorasyon yüzeylerine alternatif olabileceği belirtilmiştir [40,80,105,144,161]. Çalışmamızın sonuçları bu çalışmaların sonuçları ile desteklemektedir.

Son dönemde hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerini karşılayabilmek için birçok seramik materyali üretilmiştir. Bu materyallerden biri de zirkonya katkılı lityum silikat seramiklerdir. Zirkonya katkılı lityum silikat seramiklerden yapılan restorasyonların yüzeyi, restorasyonun hastaya tesliminden önce mekanik olarak parlatılabilmekte veya yüzeye glaze işlemi uygulanabilmektedir. Yüzeyin düzgün bir şekilde bitirilmesi bakteriyel adezyonu ve renk değişimini azaltmakta ve klinik başarıyı arttırmaktadır. Bu tez çalışmasında, güncel materyallerden biri olan zirkonya katkılı silikat seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin materyalin ortalama yüzey pürüzlülüğüne etkisi incelenmiştir. Çalışmanın sınırları dahilinde, üç farklı mekanik polisaj kiti uygulanmış ve glaze işlemi uygulanmış yüzeylerin pürüzlülük miktarları karşılaştırılmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde; sonuçlar mevcut literatürle uyum göstermektedir. Çalışmada kullanılan mekanik polisaj kitlerinin

pürüzlülük üzerine etkisinin benzer olduğu belirlenmiştir. Glaze uygulanan yüzeylerde ise pürüzlülük değeri mekanik polisaj uygulanan örneklerden daha fazladır. Ancak bütün gruplarda meydana gelen yüzey pürüzlülüğü değeri klinik olarak kabul edilebilir derecededir. Mekanik polisaj işlemi, hızlıca uygulanabilmesi açısından zaman tasarrufu sağlamakta, ilave fırınlama işlemlerine gerek duyulmadığından hasta başında geçirilen seans sayısını azaltmakta ve ağızda ilave uyumlamalara izin vermektedir. Mekanik polisaj işlemi bu yönlerden avantajlıdır. Ancak glaze işlemi halen geçerliliğini koruyan ve yaygın bir şekilde uygulanan bir yüzey bitirme şeklidir.

6. SONUÇ

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin değerlendirildiği bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Celtra Duo materyaline uygulanan yüzey işlemleri öncesi Luster polisaj kiti, Vita Suprinity, OptraFine ve glaze uygulanan örnekler için ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında bir fark bulunmadı.
2. Celtra Duo materyaline uygulanan yüzey bitirme işlemleri sonrasında Luster polisaj kiti, Vita Suprinity polisaj kiti, OptraFine polisaj kiti ve glaze uygulanan örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerlerinin aynı olduğu, glaze işlemi sonrasında ise ortalama yüzey pürüzlülüğünün diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirlendi.
3. Celtra Duo materyaline uygulanan yüzey bitirme işlemleri sonrasında glaze grubunda yüzey pürüzlülük değerleri değişmezken, Luster polisaj kiti, Vita Suprinity polisaj kiti, OptraFine polisaj kiti uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri azaldı.
4. Yüzey işlemleri öncesindeki ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ile yüzey bitirme işlemleri sonrasındaki ortalama yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark incelendiğinde Luster polisaj kiti ve OptraFine polisaj kiti uygulanan örneklerinin yüzeyi daha pürüzsüz hale getirdiği belirlendi.
5. Atomik Kuvvet Mikroskopunda ölçülen kök-kare pürüzlülük (Rms) değerlerine göre glaze uygulanan grup, Luster polisaj kiti, Vita Suprinity polisaj kiti ve OptraFine polisaj kiti uygulanmış gruplara göre daha pürüzlü yüzey topografisi sergilemiş ve mekanik polisaj sonrası örneklerin yüzeyinde yaygın düzensiz alanların azaldığını, glaze uygulanan örneklerin yüzeyinde glaze partiküllerinin gruplar halinde kaldığı belirlendi.

KAYNAKLAR

1. Ulusoy, M. and Aydın, K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 487-498.
2. Beydemir, B. and Dalkız, M. (2002). *Protetik Diş Tedavisinde Teşhis ve Planlama*. Ankara: GATA Basım, 338-442.
3. Sundh, A., Molin, M. and Sjögren, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*, 21(5), 476-482.
4. Koenig, V., Vanheusden, A. J., Le Goff, S. O. and Mainjot, A. K. (2013). Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *Journal of Dentistry*, 41(12), 1164–1174.
5. Esquivel-Upshaw, J. F., Anusavice, K. J., Young, H., Jones, J. and Gibbs, C. (2004). Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(4), 469-475.
6. Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M. and Corrado, M. (2005). Five-year follow-up with Procera allceramic crowns. *Quintessence International*, 36(2), 105-113.
7. Marquardt, P. and Strub, J. R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, 37(4), 253-259.
8. Li, R. W. K., Chow, T. W. and Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-216.
9. Krüger, S., Deubener, J., Ritzberger, C. and Höland, W. (2013). Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application. *International Journal of Applied Glass Science*, 4(1), 9-19.
10. Rinke, S., Pabel, A. K., Rödiger, M. and Ziebolz, D. (2016). Chairside fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Case Reports in Dentistry*, 7(2), 1-7.
11. Denry, I., and Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235-1242.
12. Luo, X. P. and Zhang, L. (2010). Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(6), 465-470.
13. Sailer, I., Makarov, N. A., Thoma, D. S., Zwahlen, M. and Pjetursson, B. E. (2015). All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDP). A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*, 31(6), 603-623.

14. Anusavice, K. J., Shen, C. and Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' Science of Dental Materials* (eleventh edition). New Delhi: Elsevier, A division of Reed Elsevier India Pvt Ltd, 655-720.
15. Kelly, J. R., Nishimura, I. and Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
16. Shillingburg, H. T., Hobo, S. and Whitsett, L. D. (1979). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* (fourth edition). Chicago: Quintessence Publishing Co., 281-309.
17. Montazerian, M. and Zanotto, E. D. (2017). Bioactive and inert dental glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 105(2), 619-639.
18. Kelly, J. R. and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84-96.
19. Harianawala, H. H., Kheur, M. G., Apte, S. K., Kale, B. B., Sethi, T. S. and Kheur, S. M. (2014). Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(6), 456-461.
20. Hondrum, S. O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6), 859-865.
21. Webber, B., McDonald, A. and Knowles, J. (2003). An *in vitro* study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(2), 154-160.
22. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Baybek, B. and Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-48.
23. Zarone, F., Russo, S. and Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials Journal*, 27 (1), 83-96.
24. 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*. İzmir, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir, 12-15.
25. Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L. and Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
26. Helvey, G. A. (2014). Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 35(1), 38-43.
27. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. and Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.

28. Sakaguchi, R. L. and Powers, J. M.(2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (twelve edition). St. Louis: Mosby, 443-464.
29. O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (third edition). Illinois: Quintessence Publishing, 132-154.
30. Duo, C. (2014). *Celtra block for cerec and inlab*. DeguDent GmbH, Hanau, Wolfgang, Alemanha: Dentsply Indústria e Comércio Ltda.
31. İnternet: Celtra Duo. Product Information: Dentsply Sirona, Konstanz, Germany. February 2017. Web: https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Prosthetics/CAD___CAM/Materials/ZLS___High_Strength_Glass/Celtra_DUO/091002-Celtra-Duo-Dentist-Brochure-o4rbhni-en-1508.pdf, Son Erişim Tarihi: 09.01.2019.
32. Gueth, J. F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M. and Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865-871.
33. İnternet: Vita-Suprinity. Product Information. VITA, BadSäckingen, Germany. June 2013. Web: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-27559,27568,85238.html>, Son Erişim Tarihi: 09.03.2019.
34. Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M. and Tagami, J. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal*, 33(1), 79-85.
35. Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72-84.
36. Davidowitz, G. and Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, 55(3), 559-570.
37. Raptis, N. V., Michalakis, K. X. and Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26(1), 31-41.
38. Arias, D. M., Trushkowsky, R. D., Brea, L. M. and David, S. B. (2015). Treatment of the patient with gummy smile in conjunction with digital smile approach. *Dental Clinics*, 59(3), 703-716.
39. Lin, W. S., Zandinejad, A., Metz, M. J., Harris, B. T. and Morton, D. (2015). Predictable restorative work flow for Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture–fabricated ceramic veneers utilizing a virtual smile design principle. *Operative Dentistry*, 40(4), 357-363.
40. Fasbinder, D. J. and Neiva, G. F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.
41. Mörmann, W. H. and Brandestini, M. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of The American Dental Association*, 137(9), 7-13.

42. Sadowsky, S. J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 433-442.
43. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S. and Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 25-45.
44. Duret, F., Blouin, J. L. and Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of The American Dental Association*, 117(6), 715-720.
45. Mehl, A. and Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2(1), 9-35.
46. Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A. and Kremers, L. (1997). CAD/CAM–fillings of the future? *International Dental Journal*, 47(5), 247-258.
47. Uzun, G. (2008). An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnology Biotechnological Equipment*, 22(1), 530-535.
48. Rekow, E. D. (1991). Dental CAD/CAM systems. *The Journal of The American Dental Association*, 122(12), 43-48.
49. Lowe, R. A. (2017). A One-visit option: An alternative to traditional ceramic restorations. *Dentistry Today*, 36(2), 100-102.
50. Van Zeghbroeck, L. (2012). CAD/CAM treatment for the elderly—a case report. *Gerodontology*, 29(2), 1176-1179.
51. Christensen, G. J. (2008). In-office CAD/CAM milling of restorations: the future? *The Journal of the American Dental Association*, 139(1), 83-85.
52. Santos Jr, G. C., Santos Jr, M. J., Rizkalla, A. S., Madani, D. A. and El-Mowafy, O. (2013). Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General Dentistry*, 61(1), 36-40.
53. Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E. and Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 113(2), 174-179.
54. Bindl, A. and Mörmann, W. H. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *European Journal of Oral Sciences*, 111(2), 163-169.
55. Denissen, H., Dozić, A., van der Zel, J. and van Waas, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(5), 506-513.
56. Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K. and Walter, M. H. (2000). Clinical fit of procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(4), 419-424.

57. Duret, F. and Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2), 150-154.
58. Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *The Journal of The American Dental Association*, 132(9), 1301-1303.
59. Siervo, S., Pampalone, A., Valenti, G., Bandettini, B. and Siervo, R. (1992). Porcelain CAD-CAM veneers some new uses explored. *The Journal of The American Dental Association*, 123(4), 63-67.
60. Niu, E., Agustin, M. and Douglas, R. D. (2013). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of foundation restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(6), 501-509.
61. Antonson, S. A., Yazici, A. R., Kilinc, E., Antonson, D. E. and Hardigan, P. C. (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 39(1), 9-17.
62. Schmidlin, P. R. and Gohring, T. N. (2004). Finishing tooth-colored restorations *in vitro*: An index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative Dentistry-University of Washington*, 29(1), 80-86.
63. Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I. and Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71-75.
64. de Oliveira, A. L. B. M., Botta, A. C., Campos, J. Á. D. B. and Garcia, P. P. N. S. (2014). Effects of immersion media and repolishing on color stability and superficial morphology of nanofilled composite resin. *Microscopy and Microanalysis*, 20(4), 1234-1239.
65. Yılmaz, C., Korkmaz, T., Demirköprülü, H., Ergün, G. and Özkan, Y. (2008). Color stability of glazed and polished dental porcelains. *Journal of Prosthodontics*, 17(1), 20-24.
66. Mores, R. T., Borba, M., Corazza, P. H., Della Bona, Á. and Benetti, P. (2017). Influence of surface finishing on fracture load and failure mode of glass ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(4), 511-516.
67. Song, X. F., Ren, H. T. and Yin, L. (2016). Machinability of lithium disilicate glass ceramic in *in vitro* dental diamond bur adjusting process. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53(1), 78-92.
68. da Silva, T. M., Salvia, A. C. R. D., de Carvalho, R. F., Pagani, C., da Rocha, D. M. and da Silva, E. G. (2014). Polishing for glass ceramics: Which protocol? *Journal of Prosthodontic Research*, 58(3), 160-170.
69. Preis, V., Grumser, K., Schneider-Feyrer, S., Behr, M. and Rosentritt, M. (2016). Cycle-dependent *in vitro* wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53(1), 49-58.

70. Günay, Y., Atay, A., Ozkan, Y., Akyil, M. S., Karayazgan, B. and Toksoy, F. (2009). Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence International*, 40(7), 41-48.
71. Esquivel, J. F., Chia, J. and Wozniak, W. T. (1995). Color stability of low-fusing porcelains for titanium. *International Journal of Prosthodontics*, 8(5), 479-485.
72. Flury, S., Lussi, A. and Zimmerli, B. (2010). Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Operative Dentistry*, 35(4), 470-481.
73. Kürşoğlu, P., Motro, P. F. K. and Kazazoğlu, E. (2015). Farklı çekirdek kaplama kombinasyonlarında seramik malzemenin yarı saydamlığı. *Protetik Diş Hekimliği Dergisi*, 113 (1), 48-53.
74. Malkin, S. and Hwang, T. W. (1996). Grinding mechanisms for ceramics. *The International Academy for Production Engineering*, 45(2), 569-580.
75. Quinn, G. D., Ives, L. K. and Jahanmir, S. (2005). On the nature of machining cracks in ground ceramics: part I: SRBSN strengths and fractographic analysis. *Machining Science and Technology*, 9(2), 169-210.
76. Addison, O., Cao, X., Sunnar, P. and Fleming, G. J. (2012). Machining variability impacts on the strength of a ‘chair-side’ CAD–CAM ceramic. *Dental Materials*, 28(8), 880-887.
77. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P. and Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456.
78. Lohbauer, U., Müller, F. A. and Petschelt, A. (2008). Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dental Materials*, 24(2), 250-256.
79. Øilo, M. and Quinn, G. D. (2016). Fracture origins in twenty-two dental alumina crowns. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53(1), 93-103.
80. Sarac, D., Sarac, Y. S., Yuzbasioglu, E. and Bal, S. (2006). The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 122-128.
81. Ahmad, R., Wu, B. M. and Morgano, S. M. (2001). Parlatma mekanizması ve seramik restorasyonların mekanik özelliklerine etkisi-literatür taraması. *Malaya Diş Hekimliği Üniversitesi Yıllıkları*, 8(1), 57-61.
82. Sarikaya, I. and Güler, A. U. (2010). Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *Journal of Applied Oral Science*, 18(1), 10-16.
83. Steiner, R., Beier, U. S., Heiss-Kisielewsky, I., Engelmeier, R., Dumfahrt, H. and Dhima, M. (2015). Adjusting dental ceramics: An *in vitro* evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 616-622.

84. Anusavice, K. J., Kakar, K. and 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(3), 218-231.
85. Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar* (first edition). Ankara: Güneş Kitabevi, 101-103.
86. Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: A state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379-397.
87. Da Costa, J. B., Goncalves, F. and Ferracane, J. L. (2011). Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: Evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Operative Dentistry*, 36(2), 205-212.
88. Gedik, R., Hürmüzlü, F., Coşkun, A., Bektaş, Ö. Ö. and Özdemir, A. K. (2005). Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *The Journal of The American Dental Association*, 136(8), 1106-1112.
89. Jung, M., Hornung, K. and Klimek, J. (2005). Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations *in vivo*. *Operative Dentistry*, 30(2), 139.
90. Ölmez, A. and Kisbet, S. (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115-22.
91. Baseren, M. (2004). Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *Journal of Biomaterials Applications*, 19(2), 121-134.
92. Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A. and Ando, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of Oral Science*, 47(1), 21-25.
93. Bashetty, K. and 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), 34-38.
94. Pereira, C. A., Eskelson, E., Cavalli, V., Liporoni, P. C. S., Jorge, A. O. C. and Rego, M. D. (2011). Streptococcus mutans biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Operative Dentistry*, 36(3), 311-317.
95. Cekic-Nagas, I., Egilmez, F. and Ergun, G. (2012). Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(2), 93-96.
96. McLean, J. W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics* (First Edition). Illinois: Quintessence Publishing, 79-82.
97. Al-Wahadni, A. and Muir Martin, D. (1998). Glazing and finishing dental porcelain: A literature review. *Journal-Canadian Dental Association*, 64(8), 580-583.

98. Benetti, P., Kelly, J. R. and Della Bona, A. (2013). Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dental Materials*, 29(11), 1166-1172.
99. Swain, M. V. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 5(5), 1668-1677.
100. Addison, O., Marquis, P. M. and Fleming, G. J. P. (2007). Resin elasticity and the strengthening of all-ceramic restorations. *Journal of Dental Research*, 86(6), 519-523.
101. Cheung, K. C. and Darvell, B. W. (2002). Sintering of dental porcelain: Effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dental Materials*, 18(2), 163-173.
102. Zhang, Y., Griggs, J. A. and Benham, A. W. (2004). Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 128-135.
103. Ancowitz, S., Torres, T. and Rostami, H. (1998). Texturing and polishing. The final attempt at value control. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 607-12.
104. Fuzzi, M., Zaccheroni, Z. and Vallania, G. (1996). Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 9(5), 452-458.
105. Wright, M. D., Masri, R., Driscoll, C. F., Romberg, E., Thompson, G. A. and Runyan, D. A. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 486-490.
104. Paravina, R. (2004). *Esthetic color training in dentistry* (first edition). St. Louis; Elsevier Mosby, 3-33.
105. De Jager, N., Feilzer, A. J. and Davidson, C. L. (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials*, 16(1), 381-388.
106. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C. and Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
107. Ereifej, N. S., Oweis, Y. G. and Eliades, G. (2012). The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Operative Dentistry*, 38(1), 9-20.
108. Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J. and Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46.
109. İnan, H., Tamam, E. and Bağış, B. (2008). Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden *in vitro* incelenmesi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 17(3), 171-6.

110. Heintze, S. D., Forjanic, M. and Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time *in vitro*. *Dental Materials*, 22(2), 146-165.
111. Bancroft, J. D. and Gamble, M. (2008). *Bancroft's Theory and Practice of Histological Techniques*(Eighth Edition). Londra: Elsevier Health Sciences, 493-498.
112. Cengiz, T., Mısırlıgil, A. and Aydın, M. (2004). *Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji*(first edition). Ankara: Güneş Kitabevi, 784-789.
113. Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: Technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3), 87-97.
114. Oura, K., Lifshits, V. G., Saranin, A. A., Zotov, A. V. and Katayama, M. (2003). *Surface science: An introduction* (First Edition). Newyork: Springer Science & Business Media, 388-492.
115. Yurov, V. Y. and Klimov, A. N. (1994). Scanning tunneling microscope calibration and reconstruction of real image: Drift and slope elimination. *Review of Scientific Instruments*, 65(5), 1551-1557.
116. Teixeira, E. C., Thompson, J. L., Piasecki, J. R. and Thompson, J. Y. (2005). *In vitro* toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(3), 172-181.
117. Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J. and Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442-449.
118. Jandt, K. D. (2001). Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science*, 491(3), 303-332.
119. Denry, I. and Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 3(1), 351-368.
120. Azer, S. S., Drummond, J. L., Campbell, S. D. and Zaki, A. E. M. (2001). Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(6), 624-631.
121. Kassem, A. S., Atta, O. and El-Mowafy, O. (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(1), 28-32.
122. Qualtrough, A. J. E. and Piddock, V. (1997). Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 25(2), 91-95.
123. Coldea, A., Swain, M. V. and Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
124. Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.

125. Lee, Y. K., Yu, B., Lim, H. N. and Lim, J. I. (2011). Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *Journal of Applied Oral Science*, 19(2), 154-160.
126. Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C. and Wilson, N. H. F. (1999). Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dental Materials*, 15(2), 79-86.
127. Corcodel, N., Hassel, A. J., Sen, S., Saure, D., Rammelsberg, P., Lux, C. J. and Zingler, S. (2018). Effects of staining and polishing on different types of enamel surface sealants. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(6), 580-586.
128. Tekçe, N., Fidan, S., Tuncer, S., Kara, D. and Demirci, M. (2018). The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(1), 50-57.
129. Chung, K. H. (1994). Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dental Materials*, 10(5), 325-330.
130. Jones, C. S., Billington, R. W. and Pearson, G. J. (2004). The *in vivo* perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42-45.
131. Lawson, N. C., Bansal, R. and Burgess, J. O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11), 275-283.
132. Yu, B., Ahn, J. S. and Lee, Y. K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57-64.
133. Pires-de, F. D. C. P., Casemiro, L. A., Garcia, L. D. F. R. and Cruvinel, D. R. (2009). Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(1), 13-18.
134. Turgut, S., Bagis, B., Turkaslan, S. S. and Bagis, Y. H. (2014). Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: An *in vitro* study. *Journal of Prosthodontics*, 23(1), 39-44.
135. Chu, S. J., Devigus, A. and Mieleszko, A. J. (2004). *Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry* (second edition). Illinois: Quintessence Publishing Company, 235-248.
136. Mitra, S. B., Wu, D. and Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of The American Dental Association*, 134(10), 1382-1390.
137. Sasahara, R. M. C., Ribeiro, F. D. C., Cesar, P. F. and Yoshimura, H. N. (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative Dentistry*, 31(5), 577-583.
138. Motro, P. F. K., Kursoglu, P. and Kazazoglu, E. (2012). Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 231-237.

139. Ward, M. T., Tate, W. H. and Powers, J. M. (1995). Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Operative Dentistry*, 20(1), 106-106.
140. Jagger, D. C. and Harrison, A. (1994). An *in vitro* investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(3), 320-323
141. Sethi, S., Kakade, D., Jambhekar, S. and Jain, V. (2013). An *in vitro* investigation to compare the surface roughness of auto glazed, reglazed and chair side polished surfaces of Ivoclar and Vita feldspathic porcelain. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(4), 478-485.
142. Al-Wahadni, A. (2006). An *in vitro* investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence International*, 37(4), 311-317.
143. Fraga, S., Valandro, L. F., Bottino, M. A. and May, L. G. (2015). Hard machining, glaze firing and hydrofluoric acid etching: Do these procedures affect the flexural strength of a leucite glass–ceramic? *Dental Materials*, 31(7), 131-140.
144. Amaya-Pajares, S. P., Ritter, A. V., Vera Resendiz, C., Henson, B. R., Culp, L. and Donovan, T. E. (2016). Effect of finishing and polishing on the surface roughness of four ceramic materials after occlusal adjustment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(6), 382-396.
145. Alhabdan, A. A. and El-Hejazi, A. A. (2015). Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and SEM. *Journal of Dental Health, Oral Disorder and Therapy*, 2(3), 1-11.
146. Incesu, E. and Yanikoglu, N. (2020). Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(1), 100-109.
147. Oliveira-Junior, O. B., Buso, L., Fujiy, F. H., Lombardo, G. H., Campos, F., Sarmiento, H. R. and Souza, R. O. (2013). Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramics made by different techniques. *General Dentistry*, 61(1), 4-8.
148. Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M. A. and Valandro, L. F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22(3), 283-290.
149. Aksoy, G., Polat, H., Polat, M. and Coskun, G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 53(2), 254-259.
150. Brewer, J. D., Garlapo, D. A., Chipps, E. A. and Tedesco, L. A. (1990). Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(6), 631-635.
151. Sulik, W. D. and Plekavich, E. J. (1981). Surface finishing of dental porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(2), 217-221.

152. Alp, G. and Subaşı, M. G.(2019). Effect of surface finishing methods and aging on surface roughness and optical properties of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Cumhuriyet Dental Journal*, 22(1), 121-130.
153. Kilinc, H. and Turgut, S. (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An *in vitro* study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 107-113.
154. Özarıslan, M. M., Büyükkaplan, U. Ş., Barutcıgil, Ç., Arslan, M., Türker, N. and Barutcıgil, 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.
155. Vichi, A., Fabian Fonzar, R., Goracci, C., Carrabba, M. and Ferrari, M. (2018). Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Operative Dentistry*, 43(1), 90-100.
156. De Jager, N., Feilzer, A. J. and Davidson, C. L. (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials*, 16(6), 381-388.
157. Kelly, J. R., Campbell, S. D. and Bowen, H. K. (1989). Fracture-surface analysis of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(5), 536-541.
158. Klausner, L. H., Cartwright, C. B. and Charbeneau, G. T. (1982). Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 47(2), 157-162.
159. Patterson, C. J. W., McLundie, A. C., Stirrups, D. R. and Taylor, W. G. (1992). Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(3), 402-406.
160. Perez, C. D. R., Hirata Jr, R., Silva, A. H. M. F. T., Sampaio, E. M. and Miranda, M. S. (2009). Effect of a glaze/composite sealant on the 3-D surface roughness of esthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 34(6), 674-680.
161. Yamanaka, T., Fang, S. J., Lin, H. C. and Snyder, J. P., Helms, C. R. (1996). Correlation between inversion layer mobility and surface roughness measured by AFM. *The Institute of Electrical and Electronics Engineers Electron Device Letters*, 17(4), 178-180.
162. Dalkiz, M., Sipahi, C. and Beydemir, B. (2009). Effects of six surface treatment methods on the surface roughness of a low-fusing and an ultra low-fusing feldspathic ceramic material. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(3), 217-222.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : NADİROV, Matlab
 Uyruğu : Azerbaycan
 Doğumtarhiveyeri : 17.09.1985, Azerbaycan
 Medenihali : Evli
 Telefon :05336014374
 e-mail :metleb.nadirov.1985@mail.ru



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi/ Diş Hekimliği Fakültesi/ Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Azerbaycan Tıp Üniversitesi/ Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Lise	Samir ZÜLFÜGAROV Lisesi	2003

YabancıDil

İngilizce, Rusca

Yayınlar

Bağkur, M., Nadirov, M. and Akçaboy C. (2020). Kumlamanın Polietereterketon ve Rezin Siman Bağlantı Dayanımına Etkisi. *Sağlık Akademisi Kastamonu*, doi 10.25279/sak.630863



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

