



T.C.

GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**Seramik Esaslı CAD/CAM Materyallerinde Bitim İşlemleri Sonrası
Yüzey Pürüzlülüğü ve Bakteri Tutulumunun Değerlendirilmesi**

Mahmut ERÇİL

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Dr.Öğr.Üyesi Özge PARLAR ÖZ

GAZİANTEP

2020

T.C
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Seramik Esaslı CAD/CAM Materyallerinde Bitim İşlemleri Sonrası Yüzey
Pürüzlülüğü ve Bakteri Tutulumunun Değerlendirilmesi**

Mahmut ERÇİL

21.09.2020

Dış Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Onayı

Prof. Dr. Kamile ERCİYAS

Dış Hekimliği Fakültesi Dekanı

Bu tez çalışmasının bir ‘Dış Hekimliğinde Uzmanlık’ derecesi için uygun ve yeterli olduğunu onaylıyorum.

Prof. Dr. Ash SEÇİLMİŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir ‘Dış Hekimliğinde Uzmanlık’ tezi olarak kabul edilmiştir.

Dr.Öğr.Üyesi Özge PARLAR ÖZ

Tez Danışmanı

Tez Jürisi

İmza

Prof.Dr Gülfem ERGÜN

Dr.Öğr.Üyesi Nermin DEMİRKOL

Dr.Öğr.Üyesi Özge PARLAR ÖZ

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin başından sonuna kadar tüm aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını bu çalışmadaki tüm bilgileri akademik ve etik şartlar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

EYLÜL 2020

Dt. Mahmut ERÇİL

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime karşılığı olamayacak kadar değerli olan emekleri, katkıları için değerli hocam ve tez danışmanım, *Dr.Öğr.Üyesi Özge PARLAR ÖZ'e*

Hem klinik hem akademik olarak bana çok şey katan, eğitimim süresince her türlü sorunda desteğini esirgemeyen değerli hocam, *Dr. Öğr. Üyesi Nermin DEMİRKOL'a*

Çalışmaya verdiği katkılardan dolayı değerli hocam *Prof .Dr. Yasemin Zer'e*

Çalışmamızın mikrobiyoloji bölümünde yardımlarını hiç esirgemeyen ve değerleri bilgileriyle bizi hep destekleyen *Ayşe Manay'a*

Uzmanlık eğitimime başladığım andan itibaren en büyük şanslarımdan biri olan ve bana çok şey öğreten sayın kıdemlilerim, *Mehmet Işıker ve Can Poyraz'a*

Uzmanlık eğitimim sırasında birlikte mücadele ettiğimiz başta

Taytanik grubu ve asistan arkadaşlarıma

Protez bölümünün olmazsa olmazları biz yolcu onlar hancı olan olan teknisyenlerimiz

Mehmet Durak, Mehmet Kaleağası, Kinem Dağ'a

Bugünlere gelmemde çok yardımı olan başta;

Mesut Doğan, Mikail Karazağ, Mehmet Ali Zehiroğlu, Cuma Aslan ve tüm fakülte personeline

Hayatıma anlam katan, sınırsız sevgi ve hoşgörü ile her zaman yanımda olan hayat arkadaşım, eşim *Merve Erçil 'e*

Benim bu günlere gelmemi sağlayan, aldığım her kararda, yaptığım her hatada beni destekleyen *annem, babam, dedem, ninem, halam ve kardeşlerime* sevgi, saygı ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma DHF.UT.20.04 numaralı BAP (Bilimsel Araştırma Projeleri) birimi tarafından desteklenmektedir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
KISALTMALAR.....	vii
TABLO LİSTESİ.....	viii
RESİM LİSTESİ.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	2
1.GİRİŞVEAMAÇ.....	3
2.GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Dental Seramikler.....	5
2.1.1 Dental Seramiklerin Geçmişi.....	5
2.1.2 Dental Seramiklerin Özellikleri.....	5
2.2 Dental CAD/CAM Sistemleri.....	6
2.2.1 CAD/CAM Sistemlerini Oluşturan Parçalar.....	6
2.2.2 CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları.....	7
2.2.3 CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları.....	7
2.2.4 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramikler.....	8
2.2.4.1 Feldspatik Seramikler.....	8
2.2.4.2 Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler.....	9
2.2.4.3 Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler.....	10
2.2.4.4 Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikatlar	10
2.3 Bitirme ve Cila İşlemleri.....	11
2.4 Yüzey pürüzlülüğü.....	13
2.4.1 Temassız (Non-kontakt/Optik) Profilometre.....	14
2.4.2 Taramalı elektron mikroskobu.....	15

3.MATERYAL METOT.....	17
3.1 Çalışma grupları	18
3.2 Örneklerin hazırlanması.....	19
3.3 Yüzey Bitirme İşlemleri.....	20
3.4 Çalışmada kullanılan testler.....	25
3.4.1 İlk Yüzey Pürüzlülüğü ölçümü.....	25
3.4.2 Son Yüzey Pürüzlülük Testi.....	26
3.4.3 SEM Analizi (Taramalı elektron mikroskobu analizi)	26
3.4.4 Bakteri tutulumu testi.....	26
3.5 İstatistiksel yöntem.....	29
4.BULGULAR.....	30
4.1 Gruplara göre yüzey pürüzlülük değeri kıyaslaması (Ra).....	30
4.2 Gruplara göre yüzey topografya değerleri kıyaslaması (Sa).....	33
4.3 Gruplara göre bakteri tutulumu kıyaslanması (cfu/ml)	36
4.4 SEM analizi.....	38
5.TARTIŞMA.....	41
6. SONUÇ.....	51
7.KAYNAKLAR.....	52

KISALTMALAR

CAD	Bilgisayar Destekli Dizayn (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
LT	Düşük Translüsensi (Low Translucency)
HT	Yüksek Translüsensi (High Translucency)
LÖS	Lösitle Güçlendirilmiş Seramik
LDS	Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramik
ZLDS	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik
FELDS	Feldspatik Cam Seramik
MPa	Megapaskal
HT	Yüksek translusens
LT	Düşük translusens
MT	Orta translusens
mm	Mikrometre
VM	Vita Mark
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı (International Standart Organisation)
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Sa	Ortalama Alansal Pürüzlülüğü
Ra	Aritmetik Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü
mL	Mililitre
SS	Standart Sapma

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyallerin piyasa adı ve üretici firmaları.....	17
Tablo 2: Yüzey bitirme işlemleri.....	20
Tablo 3. Yüzey pürüzlülük değeri (R_a , μm) (medyan değerler, %25-75 persentil, ortalama $\pm$ standart sapma).....	31
Tablo 4. Yüzey topografya değerleri (S_a , μm) (medyan değerler, %25-75 persentil, ortalama $\pm$ standart sapma).....	34
Tablo 5. Bakteri tutulumu (cfu/ml) (medyan değerler, %25-75 persentil, ortalama $\pm$ standart sapma).....	37

RESİM LİSTESİ

Resim 1. Kesim cihazı.....	19
Resim 2. Feldspatik seramik polisaj fırçaları (Meisenger).....	21
Resim 3. Optrafine (Ivoclar Vivadent).....	22
Resim 4. Vita Suprunity Polisaj seti (VITA).....	23
Resim 5. Feldspatik glaze materyali(VITA).....	23
Resim 6. LDS VE LÖS grubu glaze materyali (Ivoclar Vivadent).....	24
Resim 7. VITA AKENT Plus glaze materyali (VITA).....	25
Resim 8. İnkübatör.....	27
Resim 9. İnkübatör değerleri.....	27
Resim 10. S.Mutansların kanlı agar üzerinde kolonizasyonu.....	27
Resim 11. Örneklerin besiyerine eklenmesi.....	27
Resim 12. Besiyerinin tüplere eklenmesi.....	27
Resim 13. Bakterilerin kanlı agar üzerine eklenmesi.....	27
Resim 14. SEM’de LDS Glaze 500* ve 1000* görüntüsü.....	38
Resim 15. SEM’de LDS Polisaj 500* ve 1000* görüntüsü.....	38
Resim 16. SEM’de FELDS Glaze 500* ve 1000* görüntüsü.....	39
Resim 17. SEM’de FELDS Polisaj 500* ve 1000* görüntüsü.....	39
Resim 18. SEM’de LÖS Glaze 500* ve 1000* görüntüsü.....	39
Resim 19. SEM’de LÖS Polisaj 500* ve 1000* görüntüsü.....	40
Resim 20. SEM’de ZLDS Glaze 500* ve 1000* görüntüsü.....	40
Resim 21. SEM’de ZLDS Polisaj 500* ve 1000* görüntüsü.....	40

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. Çalışma grupları.....	18
Şekil 2. Yüzey pürüzlülük değeri (R_a , μm).....	32
Şekil 3. Yüzey topografya değeri (S_a , μm).....	35



ÖZET

Seramik esaslı CAD/CAM Materyallerinde Bitim İşlemleri Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü ve Bakteri Tutulumunun Değerlendirilmesi

Mahmut ERÇİL

Uzmanlık Tezi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanları: Dr.Öğr.Üyesi Özge PARLAR ÖZ Eylül 2020

Diş hekimliğinde estetik beklentilerin artmasıyla birlikte metal destekli restorasyonların yerini seramik restorasyonlar almaya başladı. Seramik materyaller içerisinde en çok kullanılan materyaller feldspatik seramik, lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramiktir. Bu çalışmanın amacı seramik materyallerin en ideal bitim işlemini; yüzey pürüzlülüğü ve bakteri tutulumu parametreleri yardımıyla tespit edilerek restorasyonları en ideal şekilde hazırlamaktır. Çalışmada kullanılacak olan 4 farklı seramikten 1 mm kalınlığında 120 örnek hazırlanması planlanmıştır. Her seramik grubundan elde edilen örnekler üç alt gruba ayrıldı. 10' ar örnek manuel cila, 10'ar örnek glaze işlemi, 10'ar örnek kontrol grubu olarak planlandı. Her gruptan birer örnek de SEM analizi için hazırlandı. Oluşturulan örnekler herhangi bir bitim işlemi uygulanmadan optik profilometre yardımıyla yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçüldü. Uygulanan yüzey işlemleri sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ölçülüp karşılaştırılması yapıldı. Her gruptan birer örneğe yüzey görüntülemesi için SEM analizi yapıldı. Elde edilen örneklerin yüzeylerinde bakteri tutulumu olup olmadığı anlaşılmak üzere bakteri tutulumu testi uygulanmıştır. Çalışmamızın sonucunda polisaj işlemi uygulanan örneklerin, glaze işlemi uygulanan yüzeylere göre seramik yüzeyinde daha pürüzsüz alanlar bıraktığı, farklı polisaj işlemlerinin farklı seramik yüzeylerde benzer pürüzlülük değerleri ortaya koyduğu, farklı glaze işlemlerinin farklı seramik yüzeylerde benzer pürüzlülük değerleri ortaya koyduğu gözlenmiştir. Elde edilen değerler sonucu en fazla bakteri tutulumu feldspatik glaze, feldspatik kontrol ve vıta suprinity polisaj grubunda gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Cad/Cam, polisaj, glaze, empress, feldspatik

ABSTRACT

Evaluation of Surface Roughness and Bacterial Involvement After Ceramic Finishing in Ceramic Based CAD / CAM Materials

Mahmut ERÇİL

Specialization Thesis Prosthetic Dentistry Department

Thesis Advisors: Prof. Dr. Özge PARLAR ÖZ September 2020

With the increase of aesthetic expectations in dentistry, ceramic restorations began to replace metal-supported restorations. The most used materials among ceramic materials are feldspathic ceramic, glass ceramic reinforced with leucite, glass ceramic reinforced with lithium disilicate and glass ceramic reinforced with zirconia. The aim of this study is the ideal finishing of ceramic materials; It is to prepare the restorations in the most ideal way by determining the surface roughness and bacterial adhesion parameters. It is planned to prepare 120 samples of 1 mm thickness from 4 different ceramics to be used in the study. Samples obtained from each ceramic group were divided into three subgroups. 10 samples each are planned as manual polish, 10 samples each as glazing, 10 samples are planned as control groups. One sample from each group was also prepared for SEM analysis. Surface roughness values of the created samples were measured with the help of an optical profilometer without applying any finishing process. After the applied surface treatments, the surface roughness values were measured and compared. SEM analysis was performed for one sample from each group for surface imaging. A bacterial retention test was applied to determine whether there was bacterial involvement on the surfaces of the samples obtained. As a result of our study, it was observed that the polished samples left smoother areas on the ceramic surface than the glazed surfaces, different polishing processes revealed similar roughness values on different ceramic surfaces, and different glazing processes revealed similar roughness values on different ceramic surfaces. As a result of the obtained values, the highest bacterial uptake was observed in the feldspathic glaze, feldspathic control and suprinity polishing group

Key Words: Cad/cam, polishing, glaze, empress feldspathic

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde estetik beklentiler, hastaların diş hekimlerine gelme sebeplerinin başında yer almaktadır. Estetik beklentilerin karşılanabilmesi için diş hekimliği tedavilerinde en önemli faktör materyal seçimleridir. Diş hekimliği uygulamalarında uzun yıllardır en çok tercih edilen materyallerin başında metal destekli restorasyonlar gelmektedir. Metal destekli restorasyonların ışık geçirmez ve opak yapıları sebebiyle doğal dişler ile seramik restorasyonlar arasında estetik farklılıklar oluşmaktadır ve estetik beklentisi olan hastaların tam seramik restorasyonları tercih etmesine neden olmaktadır (1).

Seramik materyalinin; estetik özellikleri, biyouyumluluk ve aşınma direnci nedeniyle, diş hekimliği tedavilerinde, özellikle doğal diş görünümü elde etmenin önemli olduğu yerlerde, tam seramik restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir (2). Dental seramikler yapısal olarak, cam seramikler, güçlendirilmiş seramikler, zirkonyalar, alümina seramikler ve feldspatik veneer seramik yapılar olmak üzere geniş bir spektruma sahiptir (3).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) teknolojisi, modern diş hekimliği alanının önemli bir bölümünü temsil etmektedir. CAD / CAM veya “dijital” diş hekimliği iki ana akımdan sonra geliştirilmiştir. Dijital prosedür aslında laboratuvarlarındaki teknisyenler tarafından, bir şekilde geleneksel olana benzeyen bir iş akışı ile gerçekleştirilebilir veya alternatif olarak tamamen diş hekimliği kliniğinde gerçekleştirilebilir. Söz konusu klinik prosedüründe, diş hekimliğinde tek seansta restorasyon yapılabilir ve tek seanslık bir randevuda teslim edilebilir (4).

CAD/CAM sistemler kullanılarak tek bir seansta estetik, doğal görünümlü dişler yapabilmektedir ve diş renkli materyallerden geniş bir skalada seçim sağlanabilmektedir. Hastaya hızlı bir şekilde uygulanan restorasyonlar, hekime ve hastalara birçok fayda sağlamaktadır. Restorasyonların; estetik olması, klinik aşamaların azalmış olması, daha kısa sürede üretilmesi ve düşük maliyetlerde olması gibi birçok avantajı bulunmaktadır (5).

Rutin diş hekimliği uygulamalarında, özellikle bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) kullanılmasına rağmen, özellikle restorasyonların uyumu konusunda doğruluk çok önemlidir. CAD / CAM kullanılarak üretilen restorasyonların tam uyumu ve sonuçların daha da iyileştirilmesi için restorasyonun teslimine kadar olan tüm aşamalara dikkat edilmesi gerekmektedir (6).

Oluşturulan restorasyonları teslim etmeden önce polisaj veya cilalama işlemleri (glaze işlemleri) yapılmalıdır. Bu prosedürler yüzeyleri daha pürüzsüz ve daha parlak hale getirir ve aynı zamanda restorasyon biyouyumluluğunu iyileştirir, plak tutma ve karşı dişte aşındırma gibi biyolojik komplikasyonların insidansını en aza indirir. Ayrıca, iyi bitmiş yüzeyler daha az teknik ve estetik sorunlara yol açar, çünkü malzeme daha sert, parlak ve renkte daha kararlıdır (4).

Bu tez çalışmasında tam seramik materyaller üzerinde farklı polisaj ve cila materyalleri kullanarak seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve bakteri tutulumunu karşılaştırıldı. Tez çalışmamızda her seramik grubu için farklı yüzey bitirme materyali kullanılarak, bunların yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini ve bakteri tutulumu farkları incelendi. Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM sistemlerinde rutin olarak kullanılan 4 farklı tam seramiğe uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve bakteri tutulumu üzerindeki etkilerinin karşılaştırmaktır.

Tez çalışmasının sıfır hipotezi; seramik örneklere uygulanan farklı yüzey bitim işlemleri yüzey pürüzlülüğüne sebep olmayacak ve bakteri tutulum miktarını etkilemeyecektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Seramikler

2.1.1 Dental seramiklerin geçmişi

Seramik sözcüğünün kökenine inildiğinde topraktan üretilme manasındaki ‘keramikos’ sözcüğünden türetildiği görülür (7). Diş hekimliği tarihinin başlangıcından günümüze kadar geçen zamanda her zaman doğal dişlere benzeyen ya da taklit eden mineral ve materyaller kullanılmaya çalışılmıştır. Seramiklerin diş hekimliğinde kullanılabileceğini ilk defa Fransız Pierre Fauchard anlatmıştır. Protez yapıların içinde ilk defa seramik kullanılması ise Alexis Duchateau tarafından 1774 yılında olmuştur (8). 1838 yılında Elias Wildman’ın vakumlu fırınlamayı geliştirerek porselenin estetiğini geliştirilmiştir. Seramiklerin sabit protezlerde kullanılmaya başlaması 1886 yılında Dr.Charles Land tarafından yaprak bir metale porselen işleme ile başlamıştır (9).

Kullanmakta olduğumuz porselen sistemlerinin kökeni ise, Mc. Lean ve Hughes tarafından üretilmiş olup, alt yapıyı %40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirmişlerdir. Seramiklerin bu son hali diş hekimliğinde kullanılan insan doğasına en uygun materyaller olarak kabul edilmiştir. İlaveten, diş yapısını taklit eden doğal görünimleri sayesinde de hasta beklentilerini karşılamada en çok tercih edilen materyaldir.

2.1.2 Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramiklerin genel özellikleri aşağıda sıralanmıştır (10,11,12,13,14):

1. Biyolojik uyumlulukları metallere göre daha yüksektir.
2. Alerjik tepkime üretmez.
3. Homojendirler.
4. Estetikler. Doğal diş yapısına ışığı geçirdiği için daha uygun bir materyaldir.. Işığın dişetin altına kadar ulaşmasını sağlayarak dişeti bölgesindeki gölgelenmeyi engeller.

5. Doğal diş yapısına yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir.
6. Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
7. Metal alt yapıları işlemekten daha kolay ve işlerken artık madde çıkarmadığı için üretimi metal yapılara göre daha sağlıklıdır.
8. Metal alt yapılı seramik restorasyonlarda metal nedeni ile ortaya çıkan oksidasyon sorunu ortadan kalkar ve opak fırınlama aşamalarına gerek kalmaz.
9. Metal materyallerin dişetini renklendirmesinin de önüne geçirilmiş olur.
10. Dişeti yapısı açısından daha sağlıklıdır.

2.2 Dental CAD/CAM Sistemleri

“Computer Aided Design (CAD)” ifadesi “bilgisayar destekli tasarım” için kullanılırken, “Computer Aided Manufacturing (CAM)” ifadesi “bilgisayar destekli üretim” anlamına gelmektedir. 1971 yılında Francois Duret restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM’ı tanıtmıştır ve 1983 yılında ilk dental CAD/CAM restorasyonu üretilmiştir (15,16).

2.2.1 CAD/CAM Sistemlerini Oluşturan Parçalar

CAD/CAM sistemleri için 3 bileşen tanımlanabilir. CAD/CAM cihazı temel olarak 3 bileşenden oluşmaktadır:

- Tarayıcı: Restorasyon yapılacak bölge ağız içi veya ağız dışı olarak taranıp bilgilerin toplanmasını sağlar.
- Veri işlenmesi ve tasarım: Restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak düzenlenmesi ve dizaynı (CAD).
- Üretim sistemi: Bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak hazırlanmış restorasyonun üretiminin gerçekleştirilmesidir (CAM).

2.2.2 CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

Cad/cam sisteminin avatajları aşağıda sıralanmıştır (17, 18,19,20,21,22):

- 1) Tek seansta diş rengine restorasyonun sağlanması, CAD/CAM teknolojisi ile chair-side konseptin ana amacıdır. Bu sistem, herhangi bir geçici restorasyona ihtiyaç duymaksızın, prova aşamalarını da elimine ederek, restorasyonun dişe uygulanmasını sağlar.
- 2) Restorasyonların tanımlanıp kaydının alınması, tasarımı ve üretimi için harcanan süre; konvansiyonel ölçü ve laboratuvar işlemleri için harcanan zamanı ortadan kaldırdığı için restorasyonun hazırlanması için geçen süre daha azdır.
- 3) Laboratuvar ücretlerinin azalması diş hekimi için bir avantajdır.
- 4) Daha önce yapılan çalışmalarda CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar kabul edilir kenar uyumu sergilemiştir ve bu sistemler ile yapılan restorasyonların klinik ömrünün uzun olduğu bildirilmiştir.
- 5) Hata ihtimali hiç yok denilemez ancak geleneksel yöntemlerden daha düşüktür.
- 6) Bu sistemler ile klinik içerisinde enfeksiyon bulaşma riski en aza iner.

2.2.3 CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

Cad/cam sistemlerinin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır (17,18,19,20,21,22):

- 1) CAD/CAM cihazları, parçaları ve yazılımının başlangıç maliyeti yüksektir.
- 2) Sistem yaygın kullanılmaya başlandığında fark edildi ki cihazlar için üretilen tek renkli blokların estetiği sağlamada yetersiz olduğu görülmüştür. Bu yüzden farklı renkler içeren bloklar (polikromatik) üretilmiştir.
- 3) Uyumlu bir restorasyon sağlamak için CAD/ CAM sistemlerinde doğru bir hasta kaydı almak ön önemli aşamadır. Görüntüyü kaydetmekte bazı sorunlar oluşabilir. Özellikle dişetin altında kalan bölgelerde, kanama olan bölgelerde, tükürük izolasyonunun yapılamadığı bölgelerde restorasyonun kaydını almak zorlaşabilir. Bu nedenle yumuşak doku yönetimi için iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak gerekmektedir.
- 4) Cihazı kullanmak için belirli eğitimler alınması gerekir. CAD/CAM cihazını kullanmak için gereken eğitime zaman ve para harcanması gerekmektedir.

2.2.4 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramikler

CAD/CAM cihazlarının klinikte bulunmasının yaygınlaşması ile restorasyonların estetik ve işlevsel beklentileri artmıştır. Artan bu beklenti sonucuyla farklı birleşimlere, yapısal ve fiziksel özelliklere sahip materyaller geliştirilmiştir. Materyal seçimi, yapılacak olan restorasyonun tipine, ağız içerisindeki konumuna, hastanın sosyoekonomik durumuna ve hekimin tercihinine göre değişkenlik göstermektedir. CAD/CAM sisteminde kullanılan seramikler şu şekilde sınıflandırılır (23,24):

- Feldspatik seramikler
- Lössitle güçlendirilmiş cam seramikler
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikatlar
- Nanoseramikler
- Monolitik zirkonyalar
- Hibrit seramikler

2.2.4.1. Feldspatik Seramikler

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bu bloklarda, büyüklükleri 3-4 mikron olan feldspat partikülleri cam matriks içinde eşit olarak dağılmıştır (23).

Feldspatik seramikler, içerisindeki cam matriks nedeniyle asitlenebilir ve dişe adeziv olarak simante edilebilir. Bir restorasyonun dişe adeziv olarak simante edilebilmesi, restorasyonun uzun dönem tutuculuğu, klinik başarısı ve dayanıklılığı için oldukça önemli bir faktördür. Bu materyaller porselenlere kıyasla, karşıt dişte daha düşük oranda mine aşınmasına neden olurken, yüksek dayanıklılığa sahiptir. Feldspat partiküllerinin cam matriks içerisine uniform olarak gömülmesi, karşıt dişin istenmeyen aşınmalardan korunmasını sağlamaktadır. Mekanik olarak cilalandığında 130 MPa olan bu blokların direnci, glazür işlemine tabi tutulduğunda 160 MPa'ya ulaşmaktadır (24,25).

Kırılma dirençleri düşük olan bu bloklar ile köprü ve endokuron restorasyonun yapımı kontraendike iken; inley, onley, vener ve ön bölgede tek kuron yapımı endikedir (26).

2.2.4.2 Lössitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lösit esaslı cam seramikler, ilk olarak W. Höland ve arkadaşları tarafından, cam matriks üzerinde lösitin kontrollü kristalizasyonu yöntemi ile elde edilmiştir. Cam partikülleri 720 C’de fırınlandıktan sonra tek olan çekirdek, ikili ve dörtlü çekirdeklere dönüştüren, ikinci bir fırınlama işlemi ile lösit kristalizasyonunu sağlanmaktadır. Bu sayede; sağlam bir bariyer elde edilerek, yapıda bulunan çatlakların büyümesi engellenir. Bu blokların içerisinde %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit bulunmaktadır (27). Bükülme kuvvetlerine karşı direnci 120-160 MPa arasında olan bu materyal, ışık geçirgenliğinin ve estetik özelliklerinin yüksek olmasından dolayı tercih edilmektedir. Ancak ışık geçirgenliğinin fazla olması sebebiyle destek dişte renklenme ya da kor bulunması durumunda estetik problemler oluşabilmektedir. Bu gruptaki bloklar HT (High Translucency), LT (Low Translucency) ve MT (Medium Translucency) olmak üzere üçe ayrılırlar (28).

HT, yüksek translusensiye sahip bloklardır; yüksek ışık geçirgenliği ve düşük parlaklık değerleri gösterirken; LT bloklar düşük translusensiye sahip bloklardır, düşük ışık geçirgenliği ve yüksek parlaklık değerleri gösterirler.

MT ise birkaç renk tonunu içinde barındıran polikromatik multibloklardır. Bu renklendirmedeki amaç, doğal dişin servikalinden insizaline doğru değişen renk ve translusensinin taklit edilmesidir (28).

2.2.4.3 Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM blokları ilk kez, 2006 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından piyasaya sunulmuştur. Esneme dirençleri feldspatik seramiklere göre 2-3 kat daha yüksek (300-400 MPa) olan bu cam seramiklerin temel fazı olan lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri, hacimsel kristalizasyon adı verilen bir mekanizma sonucu oluşmaktadır. Bükülme dayanımı 360 MPa olup hızlı prototipleme yönteminde 3-4 üyeye kadar olan köprülerde üst yapı materyali olarak kullanılabilirler (25).

IPS e.max CAD bloklar, hacimsel olarak %40 yoğunluktaki 0,2 mm ile 1 mm boyutlarında lityum metasilikat kristalleri içerir ve mavi menekşe renginden ötürü “mavi blok” olarak tarif edilir. Blokların parsiyel kristalize halde yumuşak fazda olması hem materyalin zarar görmeksizin daha kolay kazınmasını sağlar, hem de elmas frezlerin aşınması geciktirir. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra, restorasyon porselen fırınında vakum altında 20-25 dakika süren, iki aşamalı pişirme prosesine gönderilir. Bu işlem, mavi renkli prekristalize blokların seçilen diş rengine dönüşmesini ve cam matriks içerisinde 1,5 mm boyutlarındaki ince gren partiküllerinin, cam matriks içerisinde hacimsel olarak %70 oranlarına ulaşmasını sağlar (24).

Bu gruptaki bloklar HT, LT ve MO olmak üzere renklerine göre 3’e ayrılmaktadır. HT bloklar, yüksek translusensiye sahiptir. İnley ve onley restorasyonların yapımında estetik özellikleri nedeniyle kullanılabilir. LT bloklar, Düşük translusensiye sahiptir, tam kuron restorasyonlarının yapımında kullanılabilir. MO bloklar ise renklenmiş dişlerin tedavisinde, tabakalama tekniğiyle kullanılabilir (29).

2.2.4.4 Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikatlar

Güncel bir cam seramik materyalidir. Yenilikçi bir üretim işlemi ile cam seramiğe %10 zirkonyum eklenmesi ile güçlendirilmiştir. Böylece ilk zirkonyum destekli lityum silikat seramik (ZLDS) üretilmiştir (30). 2005 senesinde 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. Bu ZLS cam seramik Degudent Gmbh ve Fraunhofer Enstitüsü tarafından bulunmuştur. Materyal cam seramik ve zirkonyanın pozitif özelliklerini kombine etmiştir (30). Kristalizasyon sonrası içeriğindeki %10 zirkonya sayesinde yüksek mekanik özellikler ve estetik olarak memnun edici sonuçlara ulaşılmıştır. ZLDS bloklar üç aşamada üretilir. İlk aşamada bileşenleri yüksek ısıda eritilir. Daha sonra cam fazdayken kalıba alınır ve beklenir. Bu aşamada materyal kırılıgandır ve frezelemeye uygun değildir. Bu yüzden termal bir ön ısıtma gerekir. Termal ön ısıtma ile nükleasyon reaksiyonu başlar, kristaller şekillenmeye ve büyümeye başlar. Bu cam, seramiğe yakın özellikler gösterir ve frezelemeye uygundur. Asıl fiziksel özelliklerine ve estetik görünümüne son kristalizasyon fırınlaması sonrası ulaşır (30). Mikro yapısı; IPS e.max' e göre daha ince partiküllü yapıda olan ZLS cam seramik, bu özelliğini içindeki zirkonyaya borçludur. Homojen yapısı iyi frezelenmesini ve parlatılabilmesini sağlar. İki farklı translüsensi derecesi (T ve HT) bulunmaktadır. Suprinity için özel üretilmiş olan VM 11 adlı düşük ısı porseleni ile restorasyonun karakterizasyonu yapılabilir. Suprinity'nin kendine özgü termal genleşme katsayısına sahip olması sebebiyle özel bir kaplama materyali geliştirilmiştir. Suprinity; Cerec (Sirona), Ceramill Motion 2 (Amann Girbach), Arctica Engine (KaVo) frezeleme üniteleri ile kullanılabilir (30).

2.3 Bitirme ve Cila İşlemleri

Diş hekimliğinde kullanılan bitirme ve cila işlemleri ayrı ayrı tanımlanmalıdır. Bu işlemler birer aşındırma işlemidir, ancak yapılış amaçları ve dereceleri farklıdır. 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 (31,32).

Restorasyon materyalinin pürüzsüz yüzeyi hem optimum estetiği hem de düşük plak birikimini sağlamaktadır. Pürüzlü bir restoratif yüzey dokusu, materyalin parlaklığını azaltır ve renklenmeyi artırırken, restorasyonun estetik kalitesini de etkilemektedir. Pürüzlü restoratif yüzeyi karşıt dişlerde ve restorasyon çevresinde leke, plak ve diş taşı birikimine neden olabilmektedir. Bu yapı mikroorganizmaların tutunmasını kolaylaştırır, ağız hijyen durumunu olumsuz etkiler, gingival enflamasyonun ve sekonder çürüklerin oluşma ihtimali artırır. Bu da restoratif materyallerin estetik ve klinik ömrünün azalmasına neden olur . Bu nedenle, uygun bitirme ve cila işlemlerinin gerçekleştirilmesi restorasyonun devamlılığı açısından büyük önem taşımaktadır (33,34).

Restorasyon hazırlığının son aşaması olan bitirme ve cila işlemlerinin doğru yapılması klinik olarak yaşanacak olumsuzlukların giderilmesi açısından önemlidir. Bu amaç doğrultusunda birçok çalışma yapılmıştır (35,36).

Günümüzde, diş hekimleri için piyasada çok çeşitli bitirme ve cila sistemleri mevcut olup, farklı parlatma sistemleri restoratif materyal yüzeylerinde farklı sonuçlar elde edilmesine neden olmaktadır. Bu bitirme ve cila sistemlerine örnek olarak: elmas/karbid frezler, kauçuk esaslı cup, point, disk ve tekerlekler, abraziv emdirilmiş disk ve stripler, polisaj pastalar, silikon karbid fırçalar ve likit cilalar verilebilir (37,38,39).

CAD/CAM cihazlarıyla üretilmiş restorasyonların kazıma işlemi arkasından, dış hatların düzeltilip polisajlanması gerekmektedir. Ayrıca, restorasyonun hastaya teslim edilme aşamasında yapılan okluzal uyumlama prosedürü de, restorasyonda pürüzlü bir yüzey oluşmasına sebep olmaktadır, bu sebeple uyumlama işleminin ardından intraoral olarak bitirme ve polisaj işlemleri yapmak gereklidir. Aksi takdirde boyanma ve plak birikimi, pürüzlü yüzeyler üzerinde daha belirgin olarak görünebilir. Pürüzsüz yüzeyler ise daha estetik bir görünüm sağlarken hasta konforunu da artırır.

Bitirme ve cila işlemlerinin etkinliği (40,41,42);

- Restoratif materyalin tipi (organik matriks ve inorganik doldurucu miktarı vb.)
- Restoratif materyalin veya aşındırıcının fiziksel özellikleri (sertlik, esneklik, kalınlık, porözite vb.),
- Aşındırıcı materyaldeki partikül büyüklüğü, şekli, boyutu ve miktarı
- Uygulanan prosedürün hızı, basıncı ve uygulanan kuvvetin miktarı gibi değişkenlerden etkilenir.

2.4 Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü materyalin elde edilmesi sonrası yüzey yapısında bulunan düzensizlikler olarak tanımlanmaktadır (43). Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ağız içerisinde ve protezlerde birçok soruna yol açmaktadır. Bunlardan bazıları; lekelenme, plak birikimi, dişeti tahrişi, sekonder çürük oluşumu ve estetik görünüm olarak belirtilebilir. Restoratif materyallerin uzun sürede başarısını etkileyen önemli bir faktörlerden birisi de yüzey pürüzlülüğüdür. Pürüzlü yüzeylere sahip olan materyaller, daha düşük bir serbest yüzey enerjisine sahip olarak bakteriyel yapışma oranını arttırmaktadır. Plak yapışmasının artmasının yanı sıra, pürüzlü yüzeyler restorasyonlar üzerinde lekelenmeyi de arttırmaktadır. Ayrıca pürüzlü yüzeylere bitişik ve karşılıklı olan dişlerde de plak birikim ve renk değişimi oranı artabilmektedir (44). Bu nedenle, hastanın protezini rahat bir şekilde kullanması, ağız temizliğini desteklemek, restorasyonun maksimum estetiğini sağlamak ve klinik başarıyı sürdürebilmek adına restoratif malzemelerin yüzey pürüzlülüğü minimuma indirilmelidir (45).

Materyallerin estetik görüntüsünü etkileyen yüzey pürüzlülüğü aynı zamanda malzemelerin parlaklık özelliklerini de etkiler. Restorasyon malzemelerinin yüzey pürüzlülüğü değerlendirmeleri çeşitli şekillerde yapılabilmektedir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) bunlardan birisidir. Taramalı elektron mikroskobu kalitatif (nitel) ölçüm yapmaktadır (46). Diğer yöntemler arasında kontakt profilometre, non-kontakt profilometre, AFM bulunmaktadır (47,48). Profilometre; kantitatif (sayısal) ölçüm yapmaktadır (49).

Yüzey profilometrelerinin temaslı (kontakt) profilometre ve temassız (non-kontakt/optik) profilometre olmak üzere iki farklı çeşidi mevcuttur. Temassız profilometre; optik profilometre, lazer (focus detection profilometer) interferometrik profilometre olmak üzere sınıflandırılmaktadır. Bir diğer yöntem olarak da yüzey pürüzlülük ölçümü atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile yapılabilmektedir (49).

2.4.1 Temassız (Non-kontakt/Optik) Profilometre

Optik profilometre olarak da adlandırılan bu profilometrede, yüzey taraması ışın demeti ile yapılmaktadır. Mekanik tarayıcı ucun olmaması sayesinde fiziksel temas yoktur. Dolayısıyla tarama sonrasında yüzey bozulmadan kalır. Tarama esnasında tüm yüzey hızlıca incelenebilir. Ayrıca bu sistem, prob geometrisi ve boyutlarından etkilenmeden ölçüm yapabilmesi ve optik hassasiyeti ile de avantaj sağlamaktadır. Profilometre analizi ile 3 boyutlu yüzey haritası oluşturulurken, nicel veriler ve yüzey pürüzlülük parametreleri elde edilmektedir. Bu parametrelerden bazıları şunlardır; Ra: Aritmetik ortalama pürüzlülük değeridir. Yüzey pürüzlülüklerini incelemek için sıklıkla kullanılan parametrelerden biri olan;

Ra değeri, yüzeyde meydana gelen girinti ve çıkıntıların yani orta eksenin üstünde ve altında kalan alanların aritmetik ortalamasını veren noktalar arası mesafe olarak tanımlanmaktadır (50).

Rq: Yüzey pürüzlülük profiline karşılık gelen y-koordinatlarının kuadratik ortalama değeridir. Verilen alana dağıtılmış profil çıkıntılarındaki ve boşluklardaki standart sapmayı ifade ettiği için, yüzey profili hakkında istatistik olarak önemli bilgi sağlar (50,51).

Rz: Maksimum pürüzlülük derinliği ölçümüdür. Yüzeyde ölçülen pik noktaların ortalamasıdır (50,51).

Sa: Ortalama alansal pürüzlülüktür. Pürüzlülüğünün birimi mikron (mikrometre, mm) veya mikro inch'tir (51).

2.4.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu veya SEM (Scanning Electron Microscope), çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışmaktadır. Manfred Von Ardenne öncülüğünde 1930' lu yıllarda geliştirilmiştir. En sık kullanıldığı biçimiyle, yüzeyden yayılan ikincil elektronlarla yapılan ölçüm, özellikle yüzeyin engebeli (topografik) yapısıyla ilişkili bir görüntü oluşturmaktadır (52).

Tarama işleminden önce örnekler ultrasonik temizleyicide temizlenir. Sonrasında konsantrasyonu artırılan etanol ile dehidratasyona ve ardında kimyasal kurutma işlemine tabi tutulur. Örnekler alüminyum kalıplara oturularak altın püskürtme işlemiyle altın ile kaplanır (53).

İkincil elektronlar ilk ışık demetinin örnek yüzeyinin taranması ve etkileşime girmesi sonucu oluşur. Yüzeyin topografik değişimleri, kompozisyonu ve yapısı hakkında ikincil elektronların miktarına bağlı olarak bilgi alınır (52). Tarama öncesi örnekler ince bir metalle kaplanır. Elektronların yüzeyi taramasıyla saçılan ikincil elektronlar, özel dedektörlerle yakalanır. Dedektör tarafından yakalanan sekonder elektronlar elektrik akımına dönüştürülür. Daha sonra, katot tüpüne bu elektrikselsinyal gönderilir ve oluşan görüntü bilgisayar ekranından kaydedilir (54).

Taranan noktalardan toplanan sinyaller, kuvvetlendiricilerden geçirilir ve her nokta görüntü ekranında numune üzerindeki konumuna karşılık gelen noktada parlaklık şiddetine göre belirlenir. Numune üzerindeki herhangi bir noktanın S şiddetli sinyali X ve Y koordinatları ile ekran üzerine taşınması ve bu noktaların ekran üzerinde birleşmesiyle tarama elektron mikroskobu görüntüsü oluşur (55).

Bu Çalışmanın Amacı ve Hipotezleri: CAD/CAM seramik sistemlerinde kullanılan farklı cilalama tekniklerinin, materyallerin yüzey topoğrafyasında oluşturduğu değişim ve bakteri tutulumunu incelemektir. Hipotezler;

- I. “Kullanılan dört farklı seramik CAD/CAM materyaline uygulanan glaze ve polisaj prosedürü, materyallerin yüzey pürüzlülükleri (Ra) üzerinde fark oluşturmaz.”
- II. “Kullanılan dört farklı seramik CAD/CAM materyaline uygulanan glaze ve polisaj prosedürü, materyallerin yüzey topoğrafyasında (Sa) fark oluşturmaz.”
- III. “Kullanılan dört farklı seramik CAD/CAM materyaline uygulanan glaze ve polisaj prosedürü sonrasında seramik yüzeylerinde bakteri tutulumu arasında fark oluşmaz.”



3.MATERYAL METOT

Bu çalışma Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalında sürdürülmüştür. Bu çalışma DHF.UT.20.04 numaralı BAP (Bilimsel Araştırma Projeleri) birimi tarafından desteklenmiştir. Çalışmamıza başlarken Gaziantep Üniversitesi etik kurulu tarafından onay alınmıştır. 4 farklı seramik materyal kullanılarak yapılmıştır. Bu materyaller; Feldspatik seramik, Lösitle güçlendirilmiş cam seramik, Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve Zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik olarak seçildi.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyallerin piyasa adı ve üretici firmaları

İçerik	Üretici Firma	Ticari Adı
Feldspatik Seramik	Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya	CEREC Bloks
Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramik	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	IPS Empress CAD
Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramik	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	IPS E max CAD
Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Vita suprinity

3.1 Çalışma grupları

Feldspatik bloklar; Cerec feldspatik (LOT no:78731) seramik bloklardan elde edilen örnekler manuel cila (n:10), glaze (n:10) ve kontrol (n:10) olmak üzere üç gruba ayrılmıştır.

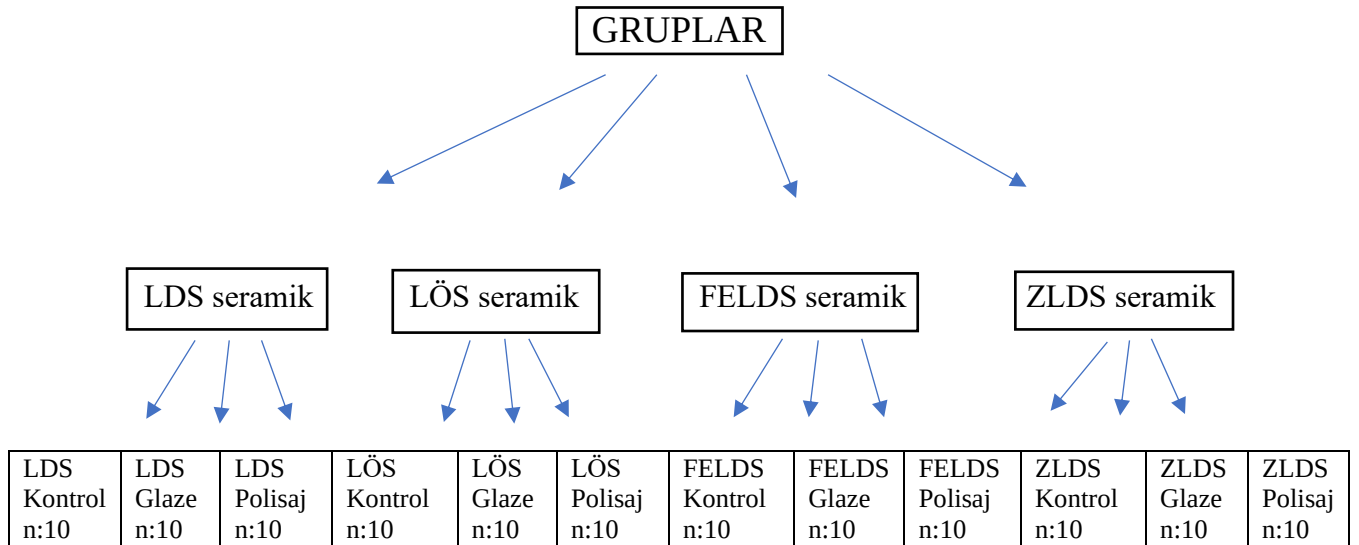
Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar; IPS Emax (LOT no:W86605) bloklardan elde edilen örnekler manuel cila (n:10), glaze (n:10) ve kontrol (n:10) olmak üzere üç gruba ayrılmıştır.

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar, IPS Empress (LOT no:W73302) bloklardan elde edilen örnekler manuel cila (n:10), glaze (n:10) ve kontrol (n:10) olmak üzere üç gruba ayrılmıştır.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat bloklar; VITA Suprunity (LOT no:79911) bloklardan elde edilen örnekler manuel cila (n:10), glaze (n:10) ve kontrol (n:10) olmak üzere üç gruba ayrılmıştır.

Her bir gruptan SEM analizi için 1'er örnek oluşturulmuştur.

Şekil 1. Çalışma grupları



3.2 Örneklerin hazırlanması

Bu çalışmada 1 ± 0.05 mm kalınlıkta olacak şekilde Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda hassas kesim cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) hazırlandı (Resim 1). Her seramik grubu için 30 olmak üzere toplam 120 adet örnek hazırlanmıştır. Her numunenin bir tarafı, tek bir operatör tarafından 60 saniye boyunca ultra ince kumlu zımpara kağıtları (400, 600, 800 nm; 3M ESPE, St. Paul, Minn) ile düzeltilecektir. Örnek kalınlıkları 0,01 mm doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip dijital mikrometre (Minitch 233 Presi, Grenoble, FRANSA) ile ölçüldü.

Resim 1. Kesim cihazı



3.3 Yüzey Bitirme İşlemleri

Günümüzde teknolojinin gelişmesi ve diş hekimliği alanına girmesiyle birlikte en çok tercih edilen seramik materyallerinin yüzey bitirme işlemleri çok önemli hale gelmiştir. Materyaller çoğunlukla glaze ve polisaj işlemleri kullanılarak hasta ağızına uygulamaya uygun hale gelmektedir. Bu materyallerin hem glaze işlemleri hem de polisaj işlemleri için üretici firmanın önerdiği polisaj ve glaze materyallerini uygulayarak kıyaslanması hedeflenmektedir. Seçilen materyaller ve üretici firmanın önerdiği yüzey bitim ekipmanları Tablo 5 de gösterilmiştir.

Tablo 2: Yüzey bitirme işlemleri

A. Manuel cila

Materyal	Ekipman	Üretici
Ips emax CAD	Optrafine F./P./HP	Ivoclar Vivadent AG
Vita Suprinity	Vita Suprinity Polisaj seti	VITA zahnfabrik
Ips empress CAD	Optrafine F./P./HP	Ivoclar Vivadent AG
Cerec feldspatik blok	Meisinger polishing set (luster cad-cam lab kit for ceramics)	3M ESPE

B. Glaze

Materyal	Ekipman
Ips emax CAD	IPS ivocolor glaze paste/fluo
Vita Suprinity	Vita akzent plus glaze powder; VITA zahnfabrik Vita akzent plus glaze fluid; VITA zahnfabrik
Ips empress CAD	IPS ivocolor glaze paste/fluo
Cerec feldspatik blok	Vita akzent plus glaze powder; VITA zahnfabrik

FELDS Polısaj

Feldspatik seramik kullanılarak oluşturulan 10 örneğe üretici firmanın önerdiği manuel cila işlemi uygulanmıştır. Manuel cila işlemi elmas bitirme frezleri (8 mikrometre) ve Al₂O₃ kaplı esnek diskler, polisaj fırçaları ve polisaj patları kullanılarak yapıldı. Uygulama aynı operatör tarafından 10000 rpm hızda 30 dk uygulandı (Resim 2).

Resim 2. Feldspatik seramik polisaj fırçaları



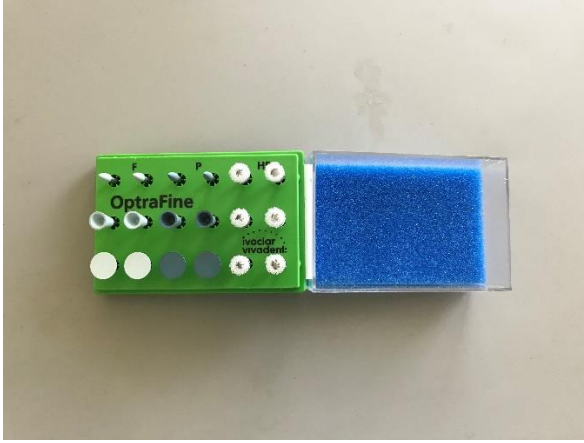
LDS Polisaj

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyali kullanılarak oluşturulan 10 örneğe üretici firmanın önerdiği manuel cila işlemi uygulanacaktır. Uygulama aynı operatör tarafından 10000 rpm hızda 30 dk uygulanacaktır.

LÖS Polisaj

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyali kullanılarak oluşturulan 10 örneğe üretici firmanın önerdiği manuel cila işlemi uygulanmıştır. Uygulama aynı operator tarafından 10000 rpm hızda 30 dk uygulandı (Resim. 3).

Resim 3. Optrafine (Ivoclar Vivadent)



ZLDS Polisaj

Zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik materyali kullanılarak oluşturulan 10 örneğe üretici firmanın önerdiği manuel cila işlemi uygulanmıştır. Uygulama aynı operatör tarafından 10000 rpm hızda 30 dk uygulandı (Resim. 4).

Resim 4. Vita Suprinity Polisaj seti (VITA)



FELDS Glaze

Feldspatik seramik kullanılarak oluşturulan 10 örneğe üretici firmanın önerdiği glaze işlemi uygulanmıştır. Glaze işlemi; glaze porseleni uygulandı ve yine üretici firmanın önerileri dikkate alınarak fırınlama işlemleri gerçekleştirildi (Resim. 5).

Resim 5. Feldspatik glaze materyali(VITA)



LDS Glaze

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik kullanılarak oluşturulan 11 örneğe üretici firmanın önerdiği glaze işlemi uygulanmıştır. Glaze işlemi; glaze porseleni uygulandı ve yine üretici firmanın önerileri dikkate alınarak fırınlama işlemleri gerçekleştirildi (Resim. 6).

LÖS Glaze

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyali kullanılarak oluşturulan 10 örneğe üretici firmanın önerdiği glaze işlemi uygulanmıştır. Glaze işlemi; glaze porseleni uygulandı ve yine üretici firmanın önerileri dikkate alınarak fırınlama işlemleri gerçekleştirildi (Resim. 6).

Resim 6. LDS VE LÖS grubu glaze materyali (Ivoclar Vivadent)



ZLDS Glaze

Zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik materyali kullanılarak oluşturulan 10 örneğe üretici firmanın önerdiği glaze işlemi uygulanmıştır. Glaze işlemi; glaze porseleni uygulandı ve yine üretici firmanın önerileri dikkate alınarak fırınlama işlemleri gerçekleştirildi. (Resim. 7)

Resim 7. VITA AKENT Plus glaze materyali (VITA)



Diğer gruplar her bir seramik grubunun kontrol grubudur. Tüm gruplar tablo 4 te gösterilmiştir.

3.4 Çalışmada kullanılan testler

3.4.1 İlk Yüzey Pürüzlülüğü ölçümü

Tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü yaklaşma mesafesi 10 mm olan ve tarama alanı en fazla 5 mm² olan optik profilometre (Phase Wiew- Verrières-le-Buisson, Fransa) cihazı ile yapıldı. Yüzey taraması ışın demeti ile yapıldı. Mekanik tarayıcı ucun olmaması sayesinde fiziksel temas yoktur. Dolayısıyla tarama sonrasında yüzey bozulmadan kalır. Tarama esnasında tüm yüzey hızlıca incelenebilir. Ayrıca bu sistem, prob geometrisi ve boyutlarından etkilenmeden ölçüm yapabilmesi ve optik hassasiyeti ile de avantaj sağlamaktadır. Profilometre analizi ile 3 boyutlu yüzey haritası oluşturulurken, nicel veriler ve yüzey pürüzlülük parametreleri elde edilmektedir. Örneklerle herhangi bir işlem uygulanmadan ilk ölçümleri yapıp aritmetik pürüzlülük değerleri (Ra) cinsinden elde edilmiştir.

3.4.2 Son Yüzey Pürüzlülük Testi

Tüm yüzey işlemleri uygulandıktan sonra Optik profilometre (Phase Wiew- Verrières-le-Buisson, Fransa) cihazı ile belirli büyütmede işlem sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlendirildi.

3.4.3 SEM Analizi (Taramalı elektron mikroskobu analizi)

Her seramik grubundan birer örnek sem analizi için oluşturulmuştur. SEM analizi ile yüzey pürüzlülüğü görüntülenmiştir. Yüzey topografyası arasındaki farkların incelemesi yapılmıştır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi için numuneler, çift taraflı bir yapışkan bantla bir alüminyum metal platforma tutturuldu. Örnekler altınla kaplandı ve 500 ×, 1000 × büyütmelerle 12 kV'de bir SEM (Jeol ,Japonya ,JSM-6390LV) altında dikkatlice gözlemlendi. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü temsili mikrografları kaydedildi ve tanımlayıcı analizleri yapıldı.

3.4.4 Bakteri tutulumu testi

Bu çalışma Gaziantep Üniversitesi Tıp fakültesi Mikrobiyoloji laboratuvarında yapılmıştır. Çalışmada ilk olarak disk örnekleri ayrı ayrı paketlenildi ve daha sonra bakterilerle test edilmeden önce 15 dakika boyunca 121 ° C'de bir otoklavda sterilize edildi. Bakteriyel yapışma testi için, sükröz ortamında tekrar büyütülen Streptococcus mutansları kullanıldı. Steril hücre kültürü plakalarındaki seramik numuneleri, %5 sükröz ile desteklenen, aynı ortamda standart kültürlerle gece boyunca inokule edilip ve 37 ° C'de 48 saat boyunca %6 CO₂ (Resim 15.b) içerikli inkubatörde (Resim. 15.a) inkübe edilerek 1.5 mL Brain Heart infüzyonu (Resim 15.e) ile kaplandı.

İnkübasyondan sonra, seramik örnekleri yapışmayan mikroorganizmaları uzaklaştırmak için steril damıtılmış su içerisinde yıkandı. Daha sonra, çubuk örnekleri seramik yüzeyinden alınarak ve sonra sukroz ile takviye edilmiş koyun kanı agar plakalarının yüzeyine yayılmıştır. 37 ° C'de 48 saat (anaerobik ortamda) inkübasyondan, koloni oluşturan birimler bir stereoskop kullanılarak sayılıp ve sonuçlar CFU/mL cinsinden elde edildi.

Resim 8.



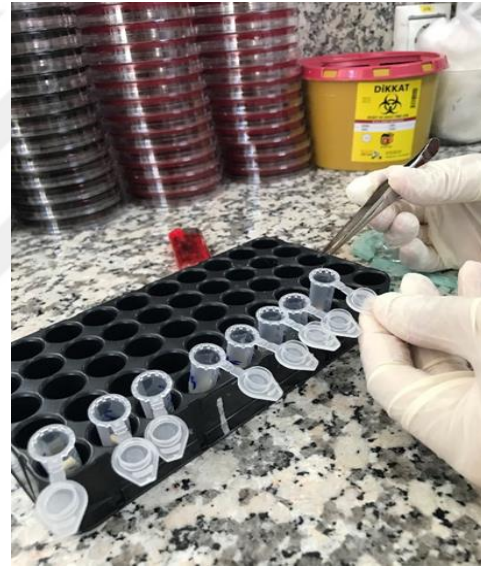
Resim 9.



Resim 10.



Resim 11.



Resim 12.



Resim 13.



Resim 8: İnkübatör

Resim 9: İnkübatör değerleri

Resim 10: S.Mutansların kanlı agar üzerinde kolonizasyonu

Resim 11: Örneklerin besiyerine eklenmesi

Resim 12: Besiyerinin tüplere eklenmesi

Resim 13: Bakterilerin kanlı agar üzerine eklenmesi



3.4 İstatistiksel yöntem:

Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro wilk testi ile test edilmiş, normal dağılmayan özelliklerin 2 grupta karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi, 2 den fazla bağımsız grupta karşılaştırılmasında ise Kruskal Wallis ve Dunn çoklu karşılaştırma testleri kullanıldı. Normal dağılmayan değişkenlerin iki farklı zamanda elde edilen ölçümlerinin karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanıldı. Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama±standart sapma ve medyan değerleri verildi. İstatistiksel analizler için SPSS for Windows version 22.0 paket programı kullanılıp ve $P<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



4.BULGULAR

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerinin yüzey bitim prosedürü uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra tespit edilen yüzey pürüzlülük değerleri (Ra ve Sa) ile; bitim işlemi sonrası bakteri tutulum miktarı (CFU/ml) değerlendirilmiştir. Bütün grupların SEM analizine göre yüzey pürüzlülük görüntüleri değerlendirilmiştir..

4.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları (Ra)

Ra değerleri dikkate alındığında bitim işlemi öncesi tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Grup içi karşılaştırmada ise bütün gruplarda işlem sonrası pürüzlülük değerleri artmıştır (Şekil 2) ve işlem öncesi ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (Tablo 3).

Ra değerlerinin ve sonuçlarının yer aldığı Tablo 3 incelendiğinde bitim işlemi sonrası en yüksek Ra değeri LÖS glaze (0,214) grubunda gözlenmiştir. Sonuçlara göre LÖS glaze grubu ile diğer glaze grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak LÖS glaze grubu ile polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$).

Bitim işlemi sonrası en düşük Ra değeri LÖS polisaj (0,095) grubunda gözlemlenmiştir. Sonuçlara göre LÖS polisaj grubu ile diğer polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$), ancak diğer glaze grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$) (Tablo 3).

Her seramik grubu kendi içerisinde incelendiğinde; bütün gruplarda glaze yapılan örneklerde daha fazla pürüzlülük tespit edilmiştir (Tablo 3). FELDS, LÖS VE ZLDS gruplarında glaze ve polisaj alt grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmasına rağmen LDS grubunda glaze ve polisaj alt gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

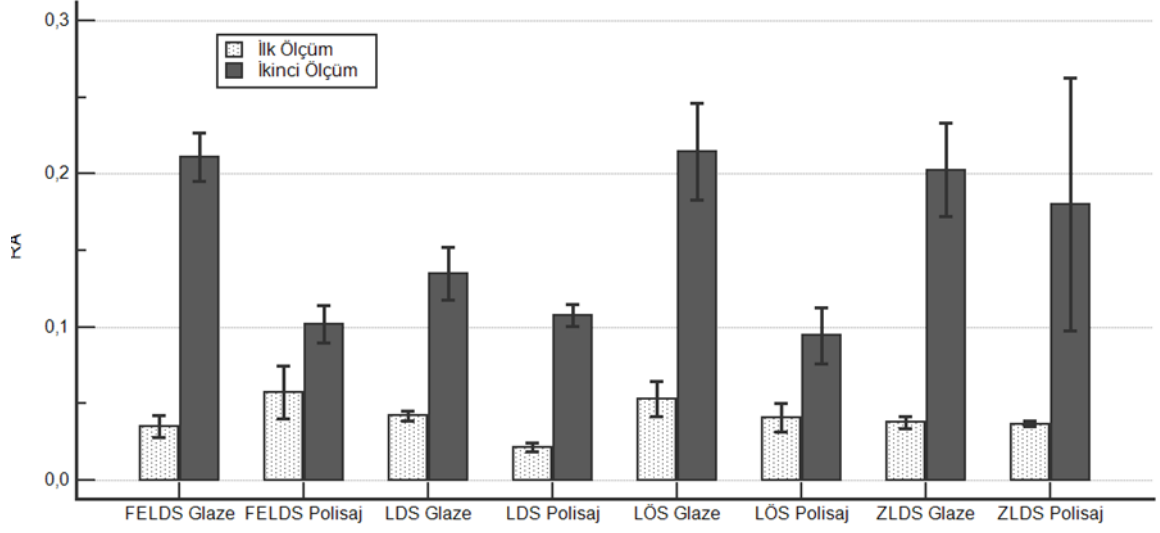
Tablo 3. Yüzey pürüzlülük değeri (Ra, μm) (medyan değerler, %25-75 persentil, ortalama $\pm$ standart sapma)

	İŞLEM ÖNCESİ (RA)	İŞLEM SONRASI (RA)	İŞLEM ÖNCESİ (RA)	İŞLEM SONRASI (RA)	
	Ortalama $\pm$ SS	Ortalama $\pm$ SS	Medyan[%25-%75]	Medyan[%25-%75]	P
FELDS GLAZE	0,035 $\pm$ 0,025 ^a	0,211 $\pm$ 0,055 ^b	0,025 (0,017 -0,049) ^a	0,19 (0,171 -0,252) ^b	0,002*
FELDS KONTROL	0,047 $\pm$ 0,031 ^a		0,043 (0,02 -0,065) ^a		
FELDS POLİSAJ	0,058 $\pm$ 0,057 ^a	0,102 $\pm$ 0,041 ^{c,d}	0,041 (0,015 -0,086) ^a	0,102 (0,06 -0,119) ^{c,d}	0,041*
LDS GLAZE	0,042 $\pm$ 0,011 ^a	0,135 $\pm$ 0,057 ^{d,e,f}	0,039 (0,035 -0,046) ^a	0,129 (0,103 -0,19) ^{d,e,f}	0,004*
LDS KONTROL	0,038 $\pm$ 0,009 ^a		0,04 (0,03 -0,045) ^a		
LDS POLİSAJ	0,022 $\pm$ 0,01 ^a	0,108 $\pm$ 0,023 ^{c,d}	0,019 (0,017 -0,023) ^a	0,109 (0,089-0,126) ^{c,d}	0,003*
LÖS GLAZE	0,053 $\pm$ 0,038 ^a	0,214 $\pm$ 0,105 ^{b,f}	0,052 (0,018 -0,084) ^a	0,206 (0,114 -0,31) ^{b,f}	0,004*
LÖS KONTROL	0,05 $\pm$ 0,034 ^a		0,035 (0,023 -0,083) ^a		
LÖS POLİSAJ	0,041 $\pm$ 0,029 ^a	0,095 $\pm$ 0,058 ^c	0,032 (0,021 -0,044) ^a	0,078 (0,067-0,109) ^c	0,022*
ZLDS GLAZE	0,038 $\pm$ 0,013 ^a	0,203 $\pm$ 0,101 ^{b,f}	0,033 (0,028 -0,045) ^a	0,2 (0,102 -0,317) ^{b,f}	0,003*
ZLDS KONTROL	0,043 $\pm$ 0,007 ^a		0,044 (0,038 -0,044) ^a		
ZLDS POLİSAJ	0,037 $\pm$ 0,005 ^a	0,18 $\pm$ 0,26 ^{c,e}	0,036 (0,033-0,042) ^a	0,098 (0,044-0,183) ^{c,e}	0,009*
P	0,087	0,001*	0,087	0,001*	

Anlamlılık düzeyi p=0,05; Grup içi karşılaştırmalar için Wilcoxon testi, grup karşılaştırmaları için Kruskal Wallis testi

Tablo 3’da aynı harfle belirtilen değerler arasında anlamlı bir fark yoktur. (aynı sütun ve satırda)

Şekil 2. Yüzey pürüzlülük değeri (Ra, μm)



4.2 Yüzey topografya bulguları (Sa)

Sa değerleri dikkate alındığında bitim işlemi öncesi tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Grup içi karşılaştırmada ise bütün gruplarda işlem sonrası pürüzlülük değerleri artmıştır (Şekil 3) ve işlem öncesi ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (Tablo 4).

Sa değerlerinin ve sonuçlarının yer aldığı Tablo 4 incelendiğinde bitim işlemi sonrası en yüksek Sa değeri LÖS glaze (0,223) grubunda gözlenmiştir. Sonuçlara göre LÖS glaze grubu ile diğer glaze grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak LÖS glaze grubu ile polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$).

Bitim işlemi sonrası en düşük Sa değeri ZLDS polisaj (0,104) grubunda gözlemlenmiştir. Sonuçlara göre ZLDS polisaj grubu ile diğer polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$), ancak LDS glaze grubu hariç diğer glaze grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$) (Tablo 4).

Her seramik grubu kendi içerisinde incelendiğinde; bütün gruplarda glaze yapılan örneklerde daha fazla pürüzlülük tespit edilmiştir (Tablo 4). FELDS, LÖS VE ZLDS gruplarında glaze ve polisaj alt grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmasına rağmen LDS grubunda glaze ve polisaj alt gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

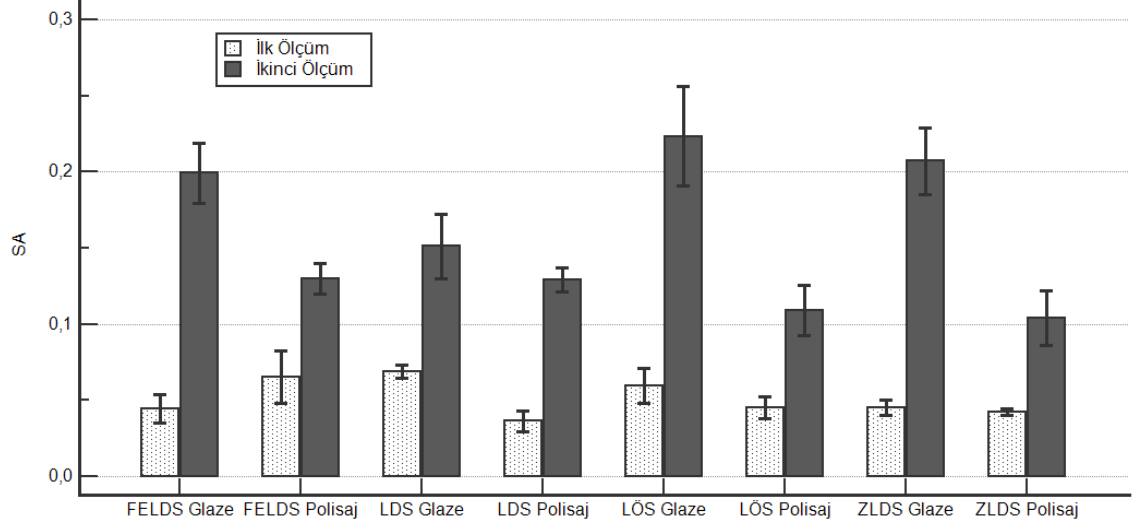
Tablo 4. Yüzey topografya değerleri (Sa, µm) (medyan değerler, %25-75 persentil, ortalama ± standart sapma)

	İŞLEM ÖNCESİ (SA)	İŞLEM SONRASI (SA)	İŞLEM ÖNCESİ (SA)	İŞLEM SONRASI (SA)	P
	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Medyan [%25-%75]	Medyan [%25-%75]	
FELDS GLAZE	0,045±0,032 ^a	0,199 ± 0,068 ^b	0,027 (0,023 -0,062) ^a	0,211 (0,137 -0,252) ^b	0,002*
FELDS KONTROL	0,055±0,031 ^a		0,059 (0,027 -0,067) ^a		
FELDS POLİSAJ	0,065±0,057 ^a	0,13 ± 0,034 ^c	0,038 (0,024 -0,097) ^a	0,13 (0,105 -0,164) ^c	0,033*
LDS GLAZE	0,069±0,014 ^a	0,151 ± 0,07 ^{b,c}	0,068 (0,057 -0,079) ^a	0,124 (0,084 -0,211) ^{b,c}	0,008*
LDS KONTROL	0,064±0,015 ^a		0,06 (0,053 -0,07) ^a		
LDS POLİSAJ	0,037±0,022 ^a	0,129 ± 0,026 ^c	0,023 (0,022 -0,063) ^a	0,132 (0,106 -0,149) ^c	0,003*
LÖS GLAZE	0,06 ± 0,037 ^a	0,223 ± 0,109 ^b	0,052 (0,025 -0,084) ^a	0,216 (0,124 -0,303) ^b	0,003*
LÖS KONTROL	0,058±0,037 ^a		0,04 (0,029 -0,083) ^a		
LÖS POLİSAJ	0,045±0,023 ^a	0,109 ± 0,051 ^c	0,041 (0,029 -0,05) ^a	0,109 (0,083 -0,124) ^c	0,013*
ZLDS GLAZE	0,045±0,017 ^a	0,207 ± 0,072 ^b	0,041 (0,037 -0,046) ^a	0,231 (0,144 -0,262) ^b	0,003*
ZLDS KONTROL	0,075±0,013 ^a		0,071 (0,067 -0,084) ^a		
ZLDS POLİSAJ	0,043±0,007 ^a	0,104 ± 0,057 ^c	0,04 (0,038 -0,051) ^a	0,108 (0,051 -0,125) ^c	0,017*
P	0,090	0,001*	0,090	0,001*	

Anlamlılık düzeyi p=0,05; Grup içi karşılaştırmalar için Wilcoxon testi, grup karşılaştırmaları için Kruskal Wallis testi

Tablo 4’de aynı harfle belirtilen değerler arasında anlamlı bir fark yoktur. (aynı sütun ve satırda)

Şekil 3. Yüzey topografya değeri (Sa, μm)



4.3 Gruplara göre bakteri tutulumu kıyaslanması (cfu/ml)

Tablo 5. da seramik yüzeylere uygulanan işlemler sonrası yüzeylerde oluşan bakteri tutulumu CFU/ml cinsinden olmak üzere ortalama/medyan değerleri ve bu değerlerin gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturup oluşturmadığı gösterilmiştir. Yüzey bitim işlemi sonrası elde edilen bakteri tutulumu değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.001$).

Bakteri tutulum miktarı en çok FELDS glaze, FELDS kontrol ve ZLDS polisaj gruplarında gözlemlenmiştir. Bu gruplarla LDS kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu gruplar ile LDS kontrol grubu hariç diğer gruplar ile anlamlı bir fark bulunmuştur. FELDS glaze, FELDS kontrol, ZLDS polisaj, ve ZLDS glaze grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 5).

Bakteri tutulum miktarı en az LDS glaze grubunda gözlemlenmiştir. LDS glaze grubu ile LÖS kontrol ve ZLDS kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, diğer gruplar ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmuştur (Tablo 5).

Her seramik grubu kendi içerisinde incelendiğinde; bütün gruplarda glaze yapılan örneklerde daha fazla pürüzlülük tespit edilmiştir (Tablo 4). Ancak bakteri tutulumuna bakıldığında glaze gruplarında polisaj gruplarına göre daha az bakteri tutulumu gözlenmiştir.(Tablo 5). Seramik grupları incelendiğinde polisaj grupları bakteri tutulumu açısından en fazla bakteri tutulumu olan gruplar olarak gözlenmiştir.

Tablo 5. Bakteri tutulumu (cfu/ml) (medyan değerler, %25-75 persentil, ortalama $\pm$ standart sapma)

GRUPLAR	BAKTERİ TUTULUMU	BAKTERİ TUTULUMU	P
	Ortalama $\pm$ SS	Medyan [%25-%75]	
FELDS GLAZE	100000 $\pm$ 0 ^a	100000 (100000 -100000) ^a	0,001*
FELDS KONTROL	100000 $\pm$ 0 ^a	100000 (100000 -100000) ^a	
FELDS POLİSAJ	69090,909 $\pm$ 20714,51 ^b	60000 (60000 -80000) ^b	
LDS GLAZE	4545,455 $\pm$ 6875,517 ^c	0 (0 -10000) ^c	
LDS KONTROL	73333,333 $\pm$ 15569,979 ^{a,b}	70000 (60000 -80000) ^{a,b}	
LDS POLİSAJ	57272,727 $\pm$ 23702,704 ^{b,d}	60000 (40000 -60000) ^{b,d}	
LÖS GLAZE	37272,727 $\pm$ 12720,778 ^{b,d}	30000 (30000 -40000) ^{b,d}	
LÖS KONTROL	27272,727 $\pm$ 7862,454 ^{c,d}	30000 (20000 -30000) ^{c,d}	
LÖS POLİSAJ	48000 $\pm$ 22997,584 ^b	40000 (30000 -60000) ^b	
ZLDS GLAZE	76363,636 $\pm$ 19632,996 ^{a,b}	60000 (60000 -100000) ^{a,b}	
ZLDS KONTROL	6363,636 $\pm$ 6741,999 ^c	10000 (0 -10000) ^c	
ZLDS POLİSAJ	100000 $\pm$ 0 ^a	100000 (100000 -100000) ^a	

Mann whitney u testi , Anlamlılık düzeyi p=0.05

Tablo 5’de aynı harfle belirtilen değerler arasında anlamlı bir fark yoktur. (aynı sütun ve satırda)

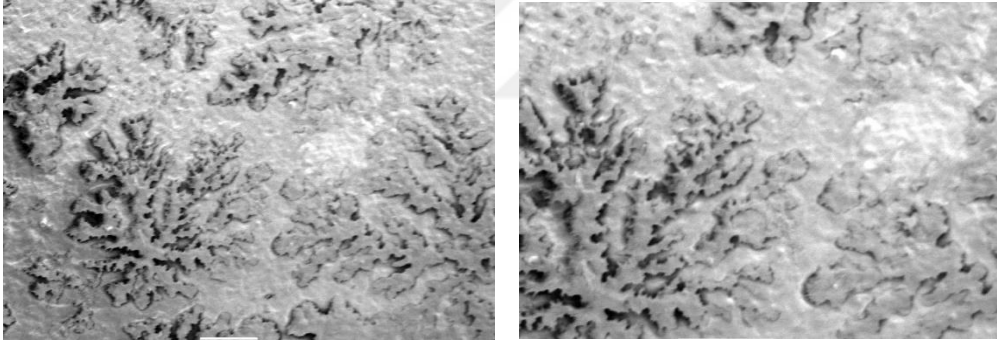
4.4 SEM Sonuçları

Çalışmamızda Ra sonuçlarına göre en yüksek pürüzlülük değerleri LÖS glaze, LDS glaze gruplarında görülmüştür. Yüzey pürüzlülük değerlerine paralel bir şekilde SEM görüntüleri incelendiğinde LÖS glaze ve LDS glaze grupları yüzeyleri en düzensiz gruplar olarak gözlenmiştir.

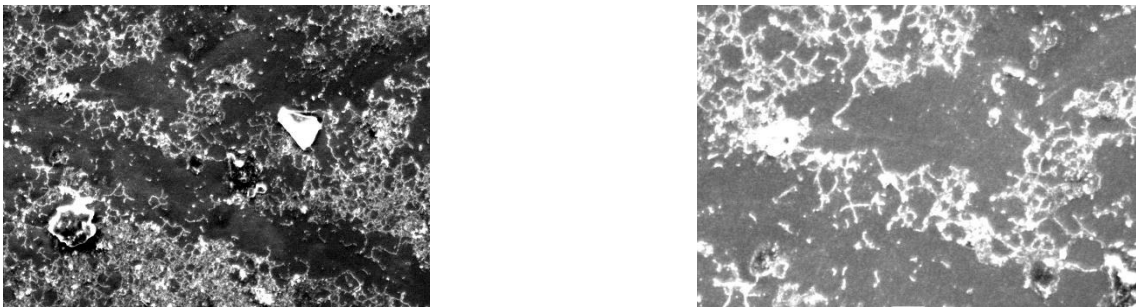
Çalışmada en düşük yüzey pürüzlülük değeri ZLDS polisaj grubu olarak bulunmuştur. SEM görüntüleri incelendiğinde ZLDS polisaj grubunun yüzey işlemleri sonrası en düzgün yüzey görüntüsü elde edilmiştir.

Hem yüzey pürüzlülüğü hem SEM görüntüleri karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve SEM görüntüleri arasında benzer sonuçlar gözlenmiştir.

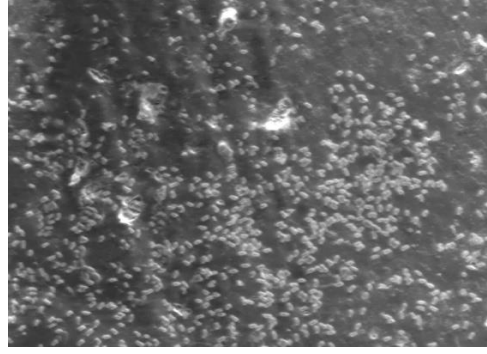
Resim 14. SEM’de LDS Glaze 500* ve 1000* görüntüsü



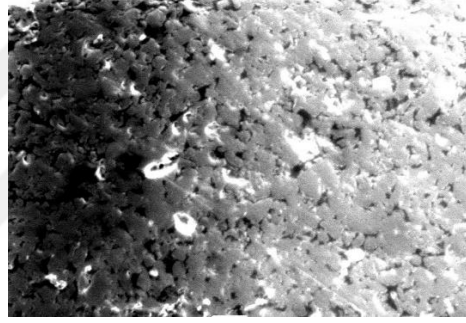
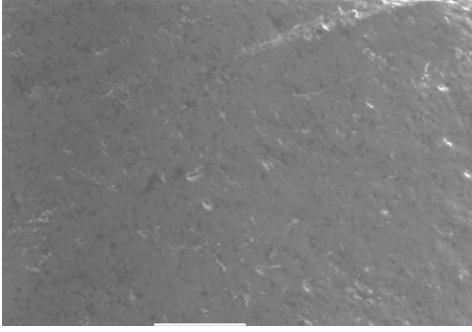
Resim 15. SEM’de LDS Polisaj 500* ve 1000* görüntüsü



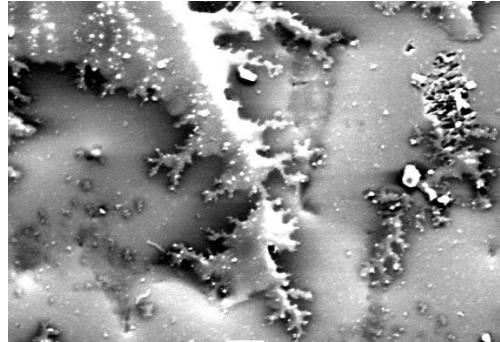
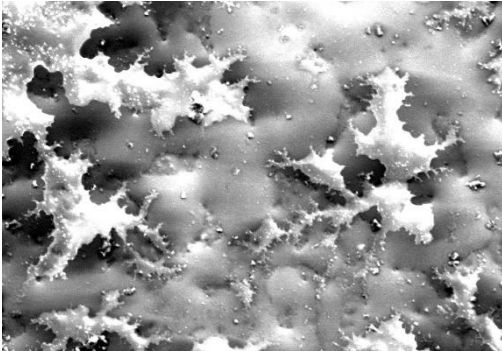
Resim 16. SEM’de FELDS Glaze 500* ve 1000* görüntüsü



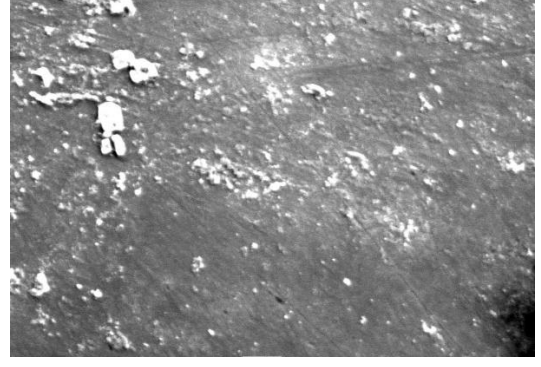
Resim 17. SEM’de FELDS Polisaj 500* ve 1000* görüntüsü



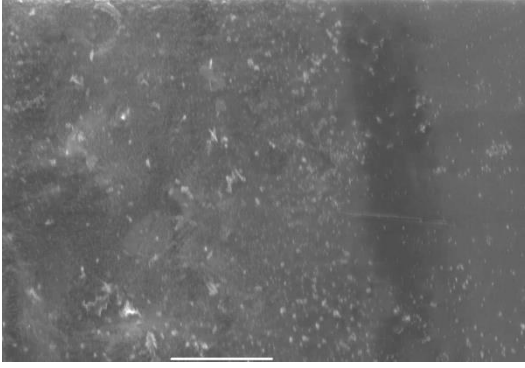
Resim 18. SEM’de LÖS Glaze 500* ve 1000* görüntüsü



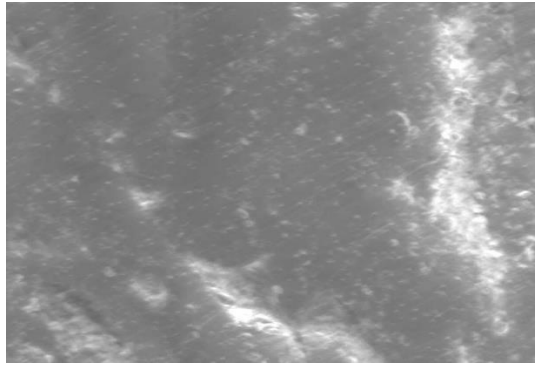
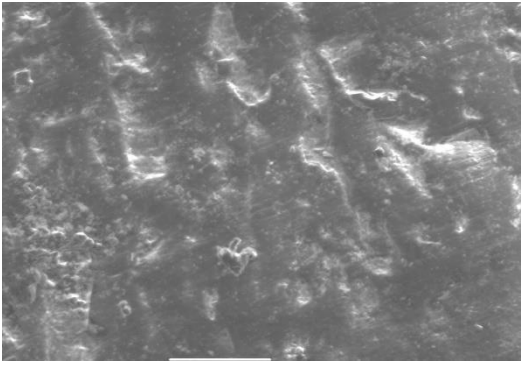
Resim 19. SEM’de LÖS Polisaj 500* ve 1000* görüntüsü



Resim 20. SEM’de ZLDS Glaze 500* ve 1000* görüntüsü



Resim 21. SEM’de ZLDS Polisaj 500* ve 1000* görüntüsü



5.TARTIŞMA

Hastaların yüksek estetik beklentileri, tam seramik restorasyonların yanı sıra CAD / CAM teknolojisi ile kullanılan farklı mekanik ve optik özellikleri olan metal içermeyen diğer dental materyallerin geliştirilmesine yol açmıştır. (56) Tam seramikler üstün estetik özellikler; yüksek biyouyumluluk, plak oluşumunun engellenmesi, ışık geçirgenliği, doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısı, ısı iletkenliği ve renkte derinlik sağlama gibi avantajlara sahiptir. (57) Çalışmamızın amacı; günümüzde kullanımı giderek yaygınlaşan seramik materyallerinin bitirme işlemleri arasındaki farkları incelemek ve bu bitirme işlemleri sonucu bakteriyel tutulumu kontrol etmektir. Özellikle CAD/CAM cihazlarının kliniklerde hasta başı kullanımının artmasıyla hemen hasta başı restorasyonların teslim oranı artmıştır.(58) Bu artışla birlikte hangi materyalin hangi bitirme işlemi ile daha kusursuz teslim edilmesi konusu popüler hale gelmiştir (59). Literatürde birçok yüzey pürüzlülüğünü kontrol eden çalışma vardır ancak seramikler arasında kıyaslamaların tam olarak yapılmaması ve bakteriyel adezyon açısından çok az çalışma olması nedeniyle çalışmanın önemi bir kat daha artmaktadır. Cilalama işleminin, otomatik glaze veya glaze işleminden daha pürüzsüz bir yüzey sağladığı rapor edilmiştir (60,61,62,63), ancak diğer çalışmalar cam parlatıcılarla parlatılmış veya parlatılmamış gruplar arasında fark olmadığını bildirmiştir (64,65,66,67). Bu çalışmalarda göstermektedir ki bu konu hakkında henüz bir fikir birliğine varılamamıştır.

Uzun süreli klinik başarıyı arttırmak amacıyla, üretilen tüm materyaller yeterince pürüzsüz hale getirilmelidir. (68,69) Bu nedenle restorasyonlara bitirme ve cila işlemleri uygulanmalı; uygulanırken ise üretici firma talimatlarına uyulmalıdır. Pürüzlü yüzeylerde plak birikimi artarken; uzun vadede dişeti iltihabı, yüzeysel lekelenme, ikincil çürük ve renk değişikliği gibi birçok problem ortaya çıkmaktadır. (70)

Bitirme ve polisaj işlemlerinde kullanılan enstrümanların ve tekniklerin pürüzsüz bir yüzey oluşturarak restorasyonun bükülme dayanımını en üst seviyeye çıkarması, kırılma ve çatlak riskini azaltması, restorasyonun aşındırma özelliğini azaltarak karşıt dişlerin aşınmasını en aza indirmesi ve bakterilerin restorasyon yüzeyine tutunmasını engelleyerek maksimum pürüzsüzlükte bir restorasyon oluşturması beklenmektedir. (71, 72,73) Ayrıca polisaj işlemlerinde kullanılan enstrümanların doğal dişlere benzer ışık yansıma ve kırılma özellikleri sağlayacak şekilde oluşturdukları parlak yüzey ile CAD/CAM restorasyonların estetik görünümü geliştirilmelidir. (71)

Literatürde manuel polisaj yönteminin pürüzsüz ve uniform yüzey oluşturmak amacıyla seramik restorasyonlar için alternatif olduğu, zaman tasarrufu ve tekrar glazelerinin önüne geçmesi gibi bazı avantajları olduğu ifade edilmiştir (74). Seramik restorasyonlar için hasta başında uygulanan çok sayıda polisaj sistemi bulunmaktadır. Bununla birlikte, tüm sistemlerle eşit ve pürüzsüz, uyumlama öncesinden daha iyi bir yüzey elde edileceği konusu açıklık kazanmamıştır. Çeşitli seramik ve polisaj sistemlerinin varlığından dolayı hangi seramik için hangi polisaj sisteminin en iyi sonucu verdiği tartışmalıdır. Çalışmalar genellikle farklı polisaj yöntemlerinin farklı seramik materyallerin yüzey morfolojisine etkisi üzerinde yapılmıştır (75).

Yapılan çalışmalarda (76), hazırlanan örnekler 600 gritlik zımparalar ile 60 saniye boyunca zımparalanmaktadır. Çalışmamızda milling cihazı sonrası yüzeyleri taklit edebilmek amacıyla örnekleri 600 gritlik silikon karbid (SiC) zımpara kağıdı ile zımparaladık (77). Daha sonra elde edilen dilimlenmiş bloklara bitirme ve cilalama prosedürleri uygulanmış olup, yüzey özelliklerinin istenilen pürüzsüz ve parlak yüzeyler olması hedeflenmiştir.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar, optik ve taramalı elektron mikroskobu, yüzey profili analizi gibi kantitatif yöntemler ve kalitatif yöntemlerdir (78). Ancak yüzey topoğrafya ölçümü üç boyutlu (3D) bir sistemdir (79) ve bu sistem materyallerin yüzey özelliklerini görsel olarak sergiler. Bu doğrultuda çalışmamızda, materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin

ölçümü için non-kontakt lazer profilometre cihazı kullanılmıştır. Ayrıca bu cihazın kullanımı ile, yüzeyde mekanik sensörün oluşturabileceği yüzey hasarı da önlenmiştir (80). Ölçüm sonrasında değerlendirilen parametreler Ra, Rz ve Sa olarak belirlenmiştir. Kontak profilometre kullanımı, yüzeyden rastgele yapılan lineer üç ya da beş ölçüm ile, bu değerlerinin ortalamasının elde edilmesi ile ortaya çıkar. Ancak, non-kontakt profilometre de belirlenmiş bir yüzey alanının tamamı taranarak, kontak profilometre ile gözden kaçabilecek pürüzlü ya da düzensiz alanların tespiti de sağlanmış olur (50,51).

Bu şekilde sadece net bir matematiksel değer elde edilmekle kalmaz, aynı zamanda sistem, belirlenmiş olan alanın görsel olarak haritasını da çıkartır.

Yüzey pürüzlülüğüne ilişkin eşik değer olarak, literatürde kabul edilmiş ortak bir Ra değeri olmamasına rağmen, 0,2 mm değerinin üzerindeki bir Ra değerinin, plak birikimi, çürük ve periodontal enflamasyon oluşumu açısından daha yüksek bir risk taşıdığı belirtilmiştir (80). Bu değer üzerinde Ra değerlerinin olması durumunda restorasyonun estetik ömrünün ve dayanıklılığının azalması söz konusudur. (81)

Yüzey pürüzlülüğünün varlığı nedeniyle, geliştirilen çatlaklar rastgele yayılmayabilir, ancak daha yüksek stresli noktalarda ortaya çıkabilir veya yayılabilir. Çatlakların başlamasının, yüzey pürüzlülüğünün neden olduğu stres konsantrasyon noktalarında başladığı teorisi Mecholsky ve ark. Tarafından verilmiştir (82).

Ağız boşluğu, çeşitli mikroorganizmalar tarafından sürekli olarak kontamine olmaktadır. Bu mikroorganizmaların çoğu, özellikle çürükten (*Streptococcus mutans* ve *Lactobacillus*) ve periodontitisten (*Actinobacillus actinomycetemcomitans* ve *Porphyromonas gingivalis*) sorumlu olup, genellikle diş sert dokularına tutunurlar (83). Bu nedenle, intraoral sert yüzeylerin yüzey pürüzsüzlüğü, bakterilerden korunma açısından klinik öneme sahiptir. Quirynen ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada Ra değerinin, bakteri yapışmasında ve tutunmasında rolünün olduğu bildirilmiştir (84).

Çalışmada elde edilen verilerle birlikte; “Kullanılan dört farklı seramik CAD/CAM materyaline uygulanan glaze ve polisaj prosedürü, materyallerin yüzey pürüzlülükleri (Ra) üzerinde fark oluşturmaz.” hipotezi farklı cila sistemleri sonrası farklı yüzey pürüzlülük değerleri elde edilmesi sebebiyle reddedilmiştir.

Çalışmada elde edilen verilerle birlikte; II. “Kullanılan dört farklı seramik CAD/CAM materyaline uygulanan glaze ve polisaj prosedürü, materyallerin yüzey topoğrafyasında (Sa) fark oluşturmaz.” hipotezi farklı cila sistemlerinin her bir CAD/CAM materyali üzerinde farklı Sa değerleri oluşturmaları sebebiyle reddedilmiştir.

Hulterstrom ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada dental seramiğin klinik olarak farklı aşamalara sahip ve farklı zamanlamalarda (180, 120, 60 ve 30 saniye) kullanılan cila sistemleri ile yüzeylerinin bitirilmesi üzerine yapılan bir çalışmada, çok adımlı polisaj sistemlerinde uygulama aşamaların artması ve cila esnasında geçirilen süre fark etmeksizin tüm cila sistemlerinde klinik olarak tatmin edici pürüzsüz yüzeyler sağlandığı bildirilmiştir (85). Bu çalışmaya benzer şekilde bizim çalışmamızda da tüm cila ve polisaj sistemlerinde tatmin edici pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Ra cinsinde en yüksek değer LÖS glaze grubunda (0.223) tespit edilmiştir.

Fasbinder ve arkadaşlarının 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 değişimler değerlendirilmiştir. 100 adet monolitik CAD/CAM bloklardan 30 tanesi nano-seramik (LAVA Ultimate, 3M ESPE), 30 tanesi hibrit seramik (Enamic, Vita) ve 40 tanesi lösit içerikli seramiktir (EmpressCAD, Ivoclar). Tek bir grup Empress CAD, porselen fırınında glazelenmiştir (71). 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, başlangıç zaman dilimine göre değişmiş olmasına rağmen, test edilen polisaj/cila sistemleri tüm malzemeler üzerinde benzer derecede pürüzsüz yüzeyler elde edilmesine neden olmuştur (71). Bu sayede, cilalanan seramik yüzeylerinin glazeli seramik yüzeyleri kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturabildiği bildirilmiştir (71). Bu çalışmada Fasbinder ve arkadaşlarının

aksine 4 materyal de seramik tercih edilmiştir. Ancak bu çalışmada da polisajlı yüzeyler glazeli yüzeylere göre daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğu gözlenmiştir.

Sarac ve arkadaşlarının (86) 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 polishing pasta (Ultra II, SHOFU Dental), polishing stick (Diamond Stick, SHOFU Dental), polishing wheel (CeraMaster, SHOFU Dental) ya da adjustment kit (Porcelain Adjustment Kit, SHOFU Dental) uygulanmıştır (86). Bu çalışmada, uygulanan tekniklerin oluşturduğu materyal yüzeyleri, glazeli yüzeyler kadar düzgün bulunmuştur. (86).

Aravind ve diğerleri (87) yaptıkları bir çalışmada, Ivoclar Classic seramik örnekler alüminyum oksit polisaj diski, beyaz ve gri silikon cila lastiği ve elmas aşındırıcılı cila diski uygulaması sonrası beyaz ve gri silikon cila lastiği ve glaze uygulaması yapmışlardır (87). Daha sonra glazelenen örnekler dışındaki tüm örnekler elmas dolduruculu polisaj patı uygulamışlardır. Araştırmacılar yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından polisaj gruplarının glaze gruplarına yakın değerler gözlemlemiştir.

Flury ve arkadaşları (88) yaptıkları bir çalışmada, alüminyum oksit (Sof-Lex) ile polisajlanan Vita Mark II ve IPS Empress Cad seramik örneklerin glaze uygulanmış örneklerden daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada da polisaj grupları glaze gruplarına göre daha pürüzsüz yüzey oluşturmuşlardır.

Odatsu ve ark., zirkonya ve geleneksel feldspatik porselen üzerinde carborundum noktaları, silikon noktaları ve elmas parlatma macunu kullandılar. Feldspatik porselen, bitirme ve parlatma işlemlerinden sonra en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini göstermiştir. (89)

Han ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada bizim çalışmamıza benzer olarak parlatma işlemlerinin cila işlemlerinden daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. (90)

Yapılan çalışmanın sonuçlarına göre parlatma tekniği ile daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Cila ve glaze işlemlerinin düzeltme mekanizması birbirinden farklıdır. Cilalamanın, işlenmiş yüzeydeki çeşitli kusurları ve kusurları ortadan kaldırma yeteneğinin, düzgün parçacıklar oluşturmaktan ve pürüzlülüğü azaltmaktan sorumlu olduğu düşünülmektedir. Cam örtü uygulanması olarak da tanımlanan glaze tabakası, mikro çatlakları doldurur, porselen üzerindeki gözenekleri kapatır ve yüzeydeki çatlakların derinliğini ve keskinliğini azaltır. (91)

Dental seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü araştıran önceki çalışmalar, parlatma tekniği ile glazeli yüzeylere benzer pürüzsüz yüzeylerin elde edilebileceğini göstermiştir. (92,93,94).

Teknisyenlerin yeteneği, uygulanan basınç, dönme hızı, numuneler ve öğütücüler arasındaki açı, parlatma süresi, tane boyutu ve sır tabakasının kalınlığı gibi çeşitli faktörler, parlatma veya cam prosedürlerinin sonuçlarını etkileyebilir ve kurucu malzemelerin mikro yapısal arızalarına neden olabilir (95). Literatürde ki farklı sonuçların sebeplerini açıklamaktadır.

Önceki çalışmalardaki SEM analizi, glazeli ve polisajlı yüzeyler arasında önemli bir fark göstermemesine rağmen (96,97), Muhammedbassir ve arkadaşlarının çalışmasındaki pürüzlülük ölçümleri, özellikle IPS e.max CAD seramiklerinin polisaj prosedürlerinin daha düzgün ve glazeli yüzeylere göre da düzgün yüzeyler oluşturduğunu göstermiştir (98). Çalışmamızda SEM görüntüleri kıyaslandığında ZLDS glaze grubunun diğer yüzeylere göre daha düzgün yüzeyleri gözlenmiştir. Özellikle LÖS glaze ve LDS glaze grubunda ise düzensiz yüzeyler gözlenmiştir.

Son olarak çalışmada elde edilen verilerle birlikte; “Kullanılan dört farklı seramik CAD/CAM materyaline uygulanan glaze ve polisaj prosedürü sonrasında seramik yüzeylerinde bakteri tutulumu arasında fark oluşmaz.” hipotezimiz farklı cila sistemlerinin her bir CAD/CAM materyali üzerinde uygulanması sonucu farklı bakteri tutulumu olması nedeniyle reddedilmiştir.

Glass ve arkadaşlarının (99) çalışmasında materyaller üzerinde mikrobiyal yapışma ile ilgili istatistiksel anlamlılık olmamasına rağmen, SEM görüntüleri ve CFU sayımları, tüm test gruplarında mikroorganizmaların varlığını gösterdi. Çalışmamızda Glass ve arkadaşlarının çalışmasının aksine anlamlı farklılıklar göstermiştir. Ancak Glass ve arkadaşlarının aksine LDS glaze grubumuzda bakteri üremesi gözlenmemiştir.

Daha önce yapılan bir çalışma, glazeli zirkonyumun (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) polisajlı yüzeye kıyasla daha fazla pürüzlülük gösterdiğini ve bakteri birikimine doğru bir eğilim olduğunu doğruladı (100). Ayrıca, polisajlı yüzeylere kıyasla glazeli yüzeylerde daha büyük bir koloni oluşumu gözlemlendi. Çalışmamızda yalnızca feldspatik grubunda glazeli örneklerin polisajlı örneklerle kıyasla daha fazla bakteri tutulumu gösterdiği gözlenmiştir (101).

Hahnel ve arkadaşlarının (102) yaptığı çalışmanın sonuçları, çeşitli dental seramik sınıfları arasında yüzey özellikleri ve streptokok yapışma açısından farklılıklar olduğunu ortaya koymaktadır (102). Çalışmamıza göre en az bakteri tutulumu LÖS ve LDS grubunda tespit edilmiştir.

Aykent ve arkadaşlarının (103) çalışmalarında bakteri yapışma değerlerinin kullanılan restoratif malzemelere bağlı olarak önemli ölçüde değiştiğini göstermiştir. Çalışma da bu çalışmanın sonuçlarına benzer sonuçlar vermiştir. FELDS grubumuzda glaze ve kontrol grupları en yüksek bakteri tutulumu polisaj grubu ise en düşük bakteri tutulumu, LDS grubumuzda glaze grubu en düşük bakteri tutulumu kontrol grubu ise en yüksek bakteri tutulumunu, LÖS grubunda polisaj grubu en yüksek bakteri tutulumu kontrol ve glaze

grubu ise en düşük bakteri tutulumunu son olarak ZLDS grubumuzda polisaj grubu en yüksek bakteri tutulumu kontrol grubu ise en düşük bakteri tutulumunu göstermiştir.

Yüzey pürüzlülüğünün bakteriyel yapışma üzerindeki etkisi, malzemenin türüne, çalışma tasarımına ve yüzey pürüzlülüğü aralığına bağlı olarak değişir. (104). Çalışmada bu sonuçları doğrulamıştır. Materyallerde benzer pürüzlülük değerleri bulunmasına rağmen farklı materyal gruplarında farklı bakteri tutulumu gözlenmiştir.

Al-Radha ve diğerleri (105), yüzey serbest enerjisinin in vitro olarak pürüzsüz materyallere ilk bakteriyel adezyon üzerindeki etkisinin, materyal tipine ek olarak en önemli faktör olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışma sonucunda bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak materyal tipinin bakteriyel adezyon üzerinde etkili olduğu gözlenmiştir.

Seramikler, estetik kaliteleri ve biyouyumlulukları nedeniyle çekici restoratif malzemelerdir; pürüzsüz yüzeyler oral biyofilm birikimini en aza indirir (106). Çalışmamızda elde edilen sonuçlar bu sonuçtan farklı olarak kontrol grupları ile yüzey işlemi uygulanmış yüzeyler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. En fazla bakteri tutulumu FELDS glaze ,FELDS kontrol ve ZLDS polisaj grubunda tespit edilmiştir.

Birkaç çalışma, yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel yapışma arasında pozitif bir korelasyon olduğunu göstermiştir. Pürüzlü yüzeylere daha fazla tükürük proteini ve sonuç olarak daha fazla bakteri bağlı olduğu öne sürülmüştür (107,108,109). Bu çalışmaların aksine, bakteriyel yapışma diğer çalışmalarda restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünden etkilenmemiştir (110,111,112). İn vitro çalışmalar, glaze ve polisaj işlemlerinin yüzey alanını artırarak bakteriyel bağlanmayı arttırdığını göstermiştir. Çalışmamızda ise yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel yapışma arasında etkileşim olmamıştır.

Glazeli ve polisajlı bir porselen yüzeye bakteri yapışmasını karşılaştıran önceki bir çalışmada (113) uygulanan yüzey işlemleri dental biyofilm oluşumunu önlemediği görülmüştür. Yazarlar, glazeli yüzeyin işlem yapılmayan yüzeye kıyasla daha düşük bir bakteriyel yapışma değerine sahip olduğunu belirtmişlerdir, ancak polisajlı gruptan anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.. (113) Çalışmada ise FELDS grubu hariç diğer seramik gruplarında polisaj grupları kontrol ve glaze gruplarına göre daha fazla bakteri tutulumu gözlenmiştir.

Önceki bir çalışma glazeli seramik materyalinin (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) polisajlı yüzeye kıyasla daha fazla pürüzlülük gösterdiğini ve biyofilm birikimine eğilimi olduğunu doğruladı. (114) Çalışmada kullandığımız materyaller (LDS,LÖS ZLDS,FELDS) arasında bir tek FELDS glaze grubu kontrol ve polisaj gruplarına kıyasla daha fazla bakteri tutmuştur.

Yüzey pürüzlülüğü oral biyofilm oluşumunda en önemli faktör olarak kabul edilir (115,116). Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel yapışma arasında bir ilişki olduğu da gözlenmiştir. Bu çalışmada ise yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel adezyon arasında net bir ilişki gözlenmemiştir.

Sonuçlar, pürüzlü yüzeylere daha fazla sayıda mikroorganizmanın yapıştığını ve polisajlı yüzeylerden daha az yüzey enerjisi sunduğunu göstermektedir. Bu şekilde pürüzlülük biyofilm oluşumu ile ilgili ana faktör gibi görünmektedir. Pürüzsüz yüzeyler göz önüne alındığında, yüzey enerjisinin başlangıçtaki bakteriyel adezyonla ilişkili ana faktör olabileceği önerilmektedir. (117,118) Çalışmamızda ise daha fazla pürüzlü olan yüzeylerde daha az pürüzlü olan yüzeylere göre bakteri tutulumu açısından anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Yüzey özellikleri arasında yüzey pürüzlülüğü ve topografya, dental biyofilm araştırmalarında ana konular olmuştur. Genel olarak, yüzey pürüzlülüğündeki bir artış, malzeme yüzeyi ile bakteri hücreleri arasındaki temas alanındaki artış bakteriyel bağlanmayı teşvik eder (119). Bununla birlikte, yüzey pürüzlülüğünün bakteri yapışma ve biyofilm oluşumu üzerindeki kesin etkileri, bakteri hücrelerinin boyutuna ve şekline ve diğer çevresel faktörlere göre değişmektedir. Bu nedenle, tüm bakteri türlerinin yapışmasını baskılayabilecek evrensel olarak optimum pürüzlülük yoktur (120). Seramik yüzeylerin pürüzlülüğünün 0,2'den 2 um'ye yükselmesi, S. mutanların biyofilm oluşumunu kolaylaştırmamıştır (121).

Monolitik seramiklere bakteriyel yapışmayı değerlendiren çalışmalar literatürde oldukça azdır. Çalışmanın sınırları farklı malzeme kompozisyonları, pürüzlülük seviyeleri, bakteri suşları ve testlerde kullanılan kültür koşullarından kaynaklanabilir. Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili sınırlar her materyalin kendi polisaj ve glaze gruplarının farklı olmasından kaynaklanabilir.

6.SONUÇ

Çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmıştır:

Çalışmada polisaj işlemi uygulanan örneklerin, glaze işlemi uygulanan yüzeylere göre seramik yüzeyinde daha pürüzsüz alanlar bıraktığı gözlenmiştir. Ra ve Sa değerleri incelendiğinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü IPS Empress materyaline glaze uygulanması sonucunda oluşan yüzeyde gözlemlenmiştir. Vita Suprinity ve IPS Empress polisaj grupları en düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip bulunmuştur.

Bakteriyel adezyon değerleri incelendiğinde yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak bir değişim oluşmamıştır. 4 farklı seramik grubu kendi içerisinde farklı bakteri tutulumu değerleri göstermiştir. Bakteriyel adezyon değerleri seramik türüne göre farklı sonuçlar göstermiştir. En fazla bakteri tutulumu Cerec feldspatik seramik glaze ve kontrol grubu ile birlikte Vita Suprinity polisaj grubunda gözlenmiştir. En düşük bakteri tutulumu ise IPS Emax glaze grubunda tespit edilmiştir.

Bakteriyel adezyon değerlerine göre klinikte polisaj veya glaze işlemleri her seramik grubu için farklı sonuçlar göstermiştir. IPS Empress, IPS Emax, VITA Suprinity materyalleri tercih edildiğinde glaze işlemi, Cerec feldspatik seramik materyali tercih edildiğinde polisaj işlemi daha az bakteri tutulumu oluşturduğu tespit edilmiştir.

KAYNAKÇA:

1. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):128–35.
2. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18–32.
3. Gönüldaş F, Öztürk C. Farklı yüzey bitirme teknikleri uygulanan farklı tam seramik sistemlerin densitometrik analizi *. 2018;253–8.
4. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness and Gloss of Feldspathic Ceramic for Chairside CAD / CAM Systems. 2016;
5. Coldea A, Swain M V., Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* [Internet]. 2013;29(4):419–26. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.01.002>
6. Kirsch C, Ender A, Attin T, Mehl A. Trueness of four different milling procedures used in dental CAD / CAM systems. 2016;
7. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry-part I: classes of materials. *Inside Dent*. 2009;9:94-103
8. Kırmalı, Ö. (2014). Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 316
9. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics. In: Denry IL All-Ceramic Restorations, 4th ed. St Louis Missouri, Mosby Elsevier.
10. Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundstrom BO, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont*. 1999;12:122-8.
11. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;89:479-88. 29.

12. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992;67:859-65. 30.
13. Christensen GJ. Why all-ceramic crowns? J Am Dent Assoc. 1997;128:1453-5. 31.
14. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. J Prosthet Dent. 2003;89:154-60
15. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. Current opinion in dentistry. 1991;1:150-4. 52.
16. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. J Oral Maxillofac Surg. 2005;63:22-32.
17. Dt. Osman Fatih KARAALIOĞLU, Zeynep YEŞİL DUYMUŞ - Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2008
18. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD / CAM generated restorations. :505–11.
19. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD / CAM blocks. 2016;35(2):225–32.
20. Alao A, Stoll R, Song X, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials Fracture , roughness and phase transformation in CAD / CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate / disilicate glass-ceramics. J Mech Behav Biomed Mater [Internet]. 2017;74(May):251–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.015>
21. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater. 2005;21(10):930–7.
22. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Clinical PP, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures , generated with three different CAD / CAM systems. 2005;174–9.

23. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc. 2006 Sep;137 Suppl:14S-21S.PMID: 16950933
24. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent. 2010 Nov-Dec;31(9):702-4, 706, 708-9. Review. PMID: 21197938
25. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. Oral Implantol (Rome). 2015 Apr 13;7(3):57-70. eCollection 2014 Jul-Sep. PMID: 25992260
26. Otto T1, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. Int J Prosthodont. 2002 Mar-Apr;15(2):122-8.
27. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent. 2004;91(2):136-43.
28. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I : Core and veneer materials. J Prosthet Dent. 2002;88(1):10-5.
29. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. Int J Prosthodont. 2010;23:434-42.)
30. <https://panadent.co.uk/wp-content/uploads/2014/10/Vita-Suprinity-Technicaland-Scientific-Document.pdf>)
31. Schmidlin PR, Gohring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. Oper Dent. 2004;29:80-6.)
32. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. J Dent. 2011;39:9-17.
33. Attar N. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. J Contemp Dent Pract. 2007;8:27-35. Materials)

34. Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci.* 2005;47:21-5.
35. Sen N, Tuncelli B, Goller G. Surface deterioration of monolithic CAD/CAM restorative materials after artificial abrasive toothbrushing. *J Adv Prosthodont.* 2018;10:271-8.)
36. Nasoohi N, Hoorizad M, Tabatabaei SF. Effects of Wet and Dry Finishing and polishing on surface Roughness and microhardness of composite resins. *J Dent.* 2017;14:69-75.
37. Da Costa J, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19:214-24; discussion 25-6. 114.
38. Uctasli MB, Arisu HD, Omurlu H, Eliguzeloglu E, Ozcan S, Ergun G. The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *J Cont Dent Pract.* 2007;8:89-96. 115.
39. Ozgunaltay G, Yazici AR, Gorucu J. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil.* 2003;30:218-24.
40. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am.* 2007;51:379-97. 120.
41. Pereira CA, Eskelson E, Cavalli V, Liporoni PC, Jorge AO, do Rego MA. *Streptococcus mutans* biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Oper Dent.* 2011;36:311-7. 121.
42. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:218-31.
43. Paravina RD. Evaluation of a newly developed visual shade-matching apparatus. *Int J Prosthodont.* 2002;15(6):528-34.
44. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent.* 1994;72(3):320-3.

45. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*. 2006;31(4):442-9.
46. Da Costa J, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(4):214-24; discussion 25-6.
47. Leitao J. Surface roughness and porosity of dental amalgam. *Acta Odontol Scand*. 1982;40(1):9-16.
48. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*. 1995;22(6):421-7.
49. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(1):155-63.
50. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of dental rotary instruments on the roughness and wettability of human dentin surfaces. *J Prosthet Dent*. 2009;102:81-8.
51. Cehreli ZC, Lakshmipathy M, Yazici R. Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: a three-dimensional optical profilometry analysis. *Dent Traumatol*. 2008;24:177-82)
52. Bancroft, J. D., & Gamble, M. (2008). *Theory and practice of histological techniques*. Elsevier Health Sciences.
53. Bona, A. D., Anusavice, K. J., & Hood, J. A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 248–253.
54. Cengiz, T., Mısırlıgil, A., & Aydın, M. (2004). *Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji*. Ankara: Güneş Kitabevi.
55. Chapman, S. K. (1986). *Working with a scanning electron microscope*, Lodgemark Pres Chislehurst. Lodgemark Press.

56. Pop-Ciutrla, I. S., Dudea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cîmpean, S. I., & Ghinea, R. (2016). Shade correspondence , color , and translucency differences between human dentine and a CAD / CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, 46–55.
57. Azer, S., S., Drummond, J. L., Campbell, S. D., & El Moneim Zaki, A. (2001). Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(6), 624–631.
58. Griggs, J. A. (2007). Recent advances in materials for All-Ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 713–727
59. Aboushelib, M. N., & Elsafi, M. H. (2015). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dental Materials*, 32(4), 529–534.
60. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2004;92:486-90
61. Hulterstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand* 1993;51:229-34
62. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent* 2010;35:470-81.
63. Ward MT, Tate WH, Powers JM. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent* 1995;20:106-10.
64. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 2006;96:122-8
65. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *J Prosthet Dent* 1982;47:157-62
66. Demirel F, Yuksel G, Muhtarogullari M, Cekic C. Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:277-81.
67. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1996;9:452-8.

68. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2014;23:39-44.
69. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand*. 2009;67:57-64.
70. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998;42:613-27.
71. Fasbinder, D. J., & Neiva, G. F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD / CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56–66.
72. Anusavice, K. J., Kakar, K., & Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*, 18(s3), 218–231.
73. Korkmaz, T. (2008). Color stability of glazed and polished dental porcelains. *American College Of Prosthodontists*, 17(69), 20–24.
74. El-mowafy, O., McComb, D., Meyers, G., & Peters, T. (1995). *CHANGE OF ADDRESS: University of Washington. Operative Dentistry*, 20(3), 128.
75. Han, G., Kim, J., Lee, M., Chae, S., Lee, Y., & Cho, B. (2014). Performance of a novel polishing rubber wheel in improving surface roughness of feldspathic porcelain. *Dental Materials Journal*, 33(6), 739–748.
76. Tekce N, Fidan S, Tuncer S, Kara D, Demirci M. The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *J Adv Prosthodont*. 2018;10:50-7. 150.
77. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater*. 2003;19:575-83.
78. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater*. 1999;15:79-86.
79. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18:155-63.

80. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater.* 2010;26:416-25.
81. Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater.* 2010;26:306-19.
82. Mecholsky J, Freiman S, Rice R. Effect of grinding on flaw geometry and fracture of glass. *J Am Ceram Soc* 1977;60:114-7.
83. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:169-78.
84. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:201-11.
85. Hulterstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand.* 1993;51:229-34.
86. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 2006;96:122-8.
87. Aravind, P., Razak, P. A., Francis, P. G., Issac, J. K., Shanoj, R. P., & Sasikumar, T. P. (2013). Comparative Evaluation of the Efficiency of Four Ceramic Finishing Systems. *Journal of international oral health*, 5(5), 59–64
88. Flury, S., Lussi, A., & Zimmerli, B. (2010). Performance of different polishing techniques for direct CAD / CAM ceramic restorations. *Operative Dentistry*, 35(4), 470–
89. Odatsu T, Jimbo R, Wennerberg A, Watanabe I, Sawase T. Effect of polishing and finishing procedures on the surface integrity of restorative ceramics. *Am J Dent* 2013;26:51-5.
90. Han GJ, Kim JH, Lee M, Chae SY, Lee YH, & Cho BH (2014) Performance of a novel polishing rubber wheel in improving surface roughness of feldspathic porcelain *Dental Materials Journal* 33(6) 739-748.

91. Albakrya M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004; 32: 91-99.
92. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent* 2016; 28: 56-66.
93. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low-fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 486-490.
94. Glavania D, Skrinjaric I, Mahovic S, Majstorovic M. Surface quality of cerec CAD/CAM ceramic veneers treated with four different polishing systems. *Eur J Paediatr Dent* 2004; 5: 303-4.
95. F Gönüldaş, C Öztürk, P Atalay, D Öztaş Influence of different surface finishing techniques on machinable feldspathic and leucite-reinforced ceramics *Dent Mater J* 2019; 38(2): 317–322
96. Sulik WD, Plekavich EJ: Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1981;46:217-221
97. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT: Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *J Prosthet Dent* 1982;47:157-162
98. Mahshid Mohammadibassir, DMD MSc,¹ Mohammad Bagher Rezvani, DMD MSc,¹ Hossein Golzari, DMD MSc,¹ Elham Moravej Salehi, DMD MSc,¹ Mohammad Amin Fahimi, DMD,¹ & Mohammad Javad Kharazi Fard, DMD PhD^{2,3}. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *American College of Prosthodontists* 10.1111/jopr.12586
99. Glass RT, Conrad RS, Köhler GA, Warren AJ, Bullard JW. Microbiota found in protective athletic mouthguards. *Sports Health*. 2011;3:244-248.
100. AMO Dal Piva, LPC Contreras, FC Ribeiro, LC Anami, SEA Camargo, AOC Jorge, MA Bottino. Monolithic Ceramics: Effect of Finishing Techniques on Surface Properties, Bacterial Adhesion and Cell Viability. *Operative Dentistry*, 2018, 43-3, 315-325

101. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, & Bottino MA (2007) SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: A pilot study *International Journal of Prosthodontics* 20(4) 419-422.
102. Sebastian Hahnel*, Martin Rosentritt, Gerhard Handel, Ralf Bärger. Surface characterization of dental ceramics and initial streptococcal adhesion in vitro. *dental materials* 25 (2009)969–975
103. Filiz Aykent, DDS, PhD,^a Isa Yöndem, DDS, PhD,^b Atilla G. Özyeşil, DDS, PhD,^c Solen K. Günel, DDS, PhD,^d Mustafa C. Avunduk, MD,^e and Semiha Özkan, PhD^f. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent* 2010;103:221-227
104. Song F, Koo H, & Ren D (2015) Effects of material properties on bacterial adhesion and biofilm formation *Journal of Dental Research* 94(8) 1027-1034.
105. Quirynen M, Van der Mei HC, Bollen CM, Van den Bossche LH, Doornbusch GI, van Steenberghe D, & Busscher HJ (1994) The influence of surface-free energy on supra- and subgingival plaque microbiology: An in vivo study on implants *Journal of Periodontology* 65(2) 162-167 DOI: 10.1902/jop.1994.65.2.162.
106. Aksoy G, Polat H, Polat M, & 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.
107. Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, et al. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*. 2001;22:481–487.
108. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(2):68–81.
109. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent*. 2000;83:664–667.
110. Poggio C, Arciola CR, Rosti F, et al. Adhesion of *Streptococcus mutans* to different restorative materials. *Int J Artif Organs*. 2009; 32:671–677.

111. Eick S, Glockmann E, Brandl B, Pfister W. Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *J Oral Rehabil.* 2004;31:278–285.
112. Buergers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, et al. Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater.* 2009;25:269–275.
113. Lawaf S, Azizi A, Farzad A, & Adimi P (2016) Effect of surface treatments of porcelain on adhesion of *Candida albicans* *General Dentistry* 64(4) e1-e4.
114. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, & Bottino MA (2007) SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: A pilot study *International Journal of Prosthodontics* 20(4) 419-422
115. Lee BC, Jung GY, Kim DJ, Han JS. Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *J Adv Prosthodont* 2011;3:81-4.
116. Du-Hyeong Lee¹, Hang-Nga Mai¹, Phyu Pwint Thant¹, Su-Hyung Hong², Jaewon Kim³, Seung-Mi Jeong⁴, Keun-Woo Lee⁵. Effects of different surface finishing protocols for zirconia on surface roughness and bacterial biofilm formation. *J Adv Prosthodont* 2019;11:41-7
117. Yuan C, Wang X, Gao X, Chen F, & Liang X, Li D (2016) Effects of surface properties of polymer-based restorative materials on early adhesion of *Streptococcus mutans* in vitro *Journal of Dentistry* 54 33-40.
118. Tari BF, Nalbant D, Dogruman AF, & Kustimur S (2007) Surface roughness and adherence of *Candida albicans* on soft lining materials as influenced by accelerated aging *Journal of Contemporary Dental Practice* 8(5) 18-25.
119. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. 2006. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res.* 17 Suppl 2:68–81.
120. Renner LD, Weibel DB. 2011. Physicochemical regulation of biofilm formation. *MRS Bull.* 36(5):347–355.
121. Lin HY, Liu YL, Wismeijer D, Crielaard W, Deng DM. 2013. Effects of oral implant surface roughness on bacterial biofilm formation and treatment efficacy. *Inter J Oral Maxillofacial Implants.* 28(5):1226–1231.

