



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YENİ NESİL CAD/CAM MATERYALLERİN
YÜZEYLERİNDE FARKLI YÜZEY BİTİRME
İŞLEMLERİ SONRASINDA GASTRİK SIVI
ETKİSİ İLE OLUŞABİLECEK BAKTERİYEL
ADHERENSİN ARAŞTIRILMASI**

Halil SINDIRAÇ

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Sedanur TURGUT

TRABZON – 2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YENİ NESİL CAD/CAM MATERYALLERİN
YÜZEYLERİNDE FARKLI YÜZEY BİTİRME
İŞLEMLERİ SONRASINDA GASTRİK SIVI
ETKİSİ İLE OLUŞABİLECEK BAKTERİYEL
ADHERENSİN ARAŞTIRILMASI**

Halil SINDIRAÇ
ORCID: 0000-0002-7062-1801

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Sedanur TURGUT
ORCID: 0000-0003-2534-9279

TRABZON – 2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

?.?.2022

Halil SINDIRAÇ

TEŞEKKÜR

Dış hekimliği öğrenciliğim, uzmanlık eğitimim ve tez dönemim boyunca bana büyük bir özveri ile destek olan, bilgisi ve akademik deneyimi ile bana yol gösteren, özellikle sevgisini her daim hissettiğim çok değerli hocam Prof. Dr. Sedanur TURGUT'a,

Öğrenciliğimden itibaren bugünlere gelmemde emeği büyük olan değerli hocalarım Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ, Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a ve Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a tez araştırmam sırasında desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e

Tezimin mikrobiyolojik deneylerinin yürütülmesine yardımcı olan ve bilgileriyle katkı sağlayan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Esra ÖZKAYA'ya

Uzmanlık eğitimim süresince çok güzel anılar paylaştığım değerli arkadaşlarım Muhammet Safa TAŞAN, Khalid HAMZA, Oğuzhan GÖMLEKSİZ ve Furkan KARAMUSTAFA' ya, bölümümde ve fakültede birlikte çalıştığım diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Tez çalışmama TDH-2020-9197 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine,

Varlıkları ile bana güç veren, her konuda ve koşulda desteklerini üzerimden esirgemeyen, varlıkları ile hayatıma anlam katan anneme, babama ve tüm aileme,

Hayatımın her anında olduğu gibi uzmanlık eğitimim ve tez sürecimde de desteğini, anlayışını ve en önemlisi sevgisini benden esirgemeyen, en büyük destekçim olan sevgili eşime,

Ve adını bu sayfaya sığdıramadığım herkese sonsuz teşekkür ederim

Dt. Halil SINDIRAÇ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
RESİMLER DİZİNİ	x
KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ	xii
ÖZET	xv
ABSTRACT	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. CAD/CAM Sistemler	4
2.1.1. CAD/CAM Sistemlerin Doğuşu	4
2.1.2. CAD/CAM Sistemlerin Çalışma Prensibi	7
2.1.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	8
2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	8
2.2.1. Cam Matriks Seramikler	10
2.2.1.1. Feldspatik Seramikler	10
2.2.1.2. Sentetik Seramikler	11
2.2.1.3. Cam İnfiltrat Oksit Seramikler	13
2.2.2. Polikristalin Seramikler	14
2.2.2.1. Alümina	14
2.2.2.2. Stabilize Zirkonya	14
2.2.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya	16
2.2.3. Rezin Matriks Seramikler	16
2.2.3.1. Rezin Nanoseramikler	17
2.2.3.2. Rezin Matriks İçerisinde Cam Seramikler	17
2.2.3.3. Rezin Matriks İçerisinde Zirkonya Silika İçeren Seramikler	17
2.3. Güncel Olarak Estetik Kronlarda Tercih Edilen Bazı Restoratif Seramikler	18

2.3.1. Lava Ultimate	18
2.3.2. Vita Suprinity	19
2.3.3. Vita Enamic	20
2.3.4. Cerasmart	20
2.3.5. IPS e.max ZirCAD	22
2.4. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme İşlemleri	23
2.4.1. Glaze İşlemi	23
2.4.2. Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemi	23
2.4.3. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Polisaj işlemleri	25
2.5. Gastroözefajial Reflü	26
2.5.1. Gastroözefajial Reflü Hastalığının Diş Sağlığı Açısından Önemi	26
2.6. Bulimia Nervosa	28
2.6.1. Bulimia Nervosa Hastalığının Diş Sağlığı Açısından Önemi	28
2.7. Bakteri Adezyonu	29
2.7.1. Dental Pelikül	29
2.7.2. Mikrobiyal dental plak ve oluşumu	29
2.7.3. Streptokok Mutans	30
2.7.4. Bakteri Adezyonuna Etki Eden Faktörler	30
2.7.5. Biyofilm Değerlendirme Yöntemleri	32
2.7.5.1. Mikrobiyal Kültür Teknikleri	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1. Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması	36
3.2. Örnekler yüzey işlemlerinin uygulanması	39
3.2.1. Lava Ultimate Grupların Oluşturulması	41
3.2.1.1. Lava Ultimate Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	42
3.2.1.2. Lava Ultimate Glaze Grubunun Oluşturulması	44
3.2.2. Cerasmart Grupların Oluşturulması	45
3.2.2.1. Cerasmart Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	46
3.2.2.2. Cerasmart Glaze Grubunun Oluşturulması	46
3.2.3. Vita Enamic Grupların Oluşturulması	47
3.2.3.1. Vita Enamic Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	48
3.2.3.2. Vita Enamic Glaze Grubunun Oluşturulması	48
3.2.4. Vita Suprinity Grupların Oluşturulması	48
3.2.4.1. Vita Suprinity Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	50

3.2.4.2. Vita Suprinity Glaze Grubunun Oluşturulması	50
3.2.5. IPS e.max ZirCAD Grupların Oluşturulması	52
3.2.5.1. IPS e.max ZirCAD Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması	53
3.2.5.2. IPS e.max ZirCAD Glaze Grubunun Oluşturulması	53
3.3. Gastrik Asit Solüsyonunun Hazırlanması	54
3.4. Örneklerin Simülasyon Gastrik Asit Solüsyonunda Bekletilmesi	55
3.5. Sentetik Tükürük Çözeltisinin Hazırlanması	57
3.6. Bakteri İnokülasyonu Öncesi Örneklerin Hazırlanması	57
3.7. Bakteri Süspansiyonunun Hazırlanması ve Örneklerin İnokülasyonu	58
3.8. <i>S. mutans</i> Sayısının Belirlenmesi	60
3.9. İstatistiksel Değerlendirme	62
4. BULGULAR	63
4.1. Materyallerin <i>S. mutans</i> Adherens Değerleri	63
4.2. Materyallere Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin <i>S. mutans</i> Adherensine Etkilerinin İkili Karşılaştırması	67
5. TARTIşMA	71
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	82
7. KAYNAKÇA	83

TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 1.	Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri.....	8
Tablo 2.	CAD/CAM sisteminde kullanılabilen dental materyallerin sınıflandırılması	10
Tablo 3.	Çalışmada kullanılan veneer materyaller	37
Tablo 4.	Çalışma grupları.....	40
Tablo 5.	Vita Suprinity için kristalizasyon fırınlaması değerleri	49
Tablo 6.	Vita Suprinity materyali için glaze programı.....	52
Tablo 7.	IPS e.max ZirCAD glaze programı.....	53
Tablo 8.	Kullanılan materyallerin ortalama <i>S. mutans</i> adherens değerleri ve standart sapmaları	63
Tablo 9.	<i>S. mutans</i> adherens değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları.....	64
Tablo 10.	Polisaj sonrası kontrol gruplarının ikili karşılaştırması	67
Tablo 11.	Glaze sonrası kontrol gruplarının ikili karşılaştırması.....	68
Tablo 12.	Polisaj sonrası gastrik asit uygulanmış grupların ikili karşılaştırması.....	69
Tablo 13.	Glaze sonrası gastrik asit uygulanmış grupların ikili karşılaştırması	70

ŞEKİLLER DİZİNİ**Sayfa**

Şekil 1.	Kontrol gruplarının ortalama <i>S. mutans</i> değerleri.....	65
Şekil 2.	Gastrik asit uygulanmış materyallerin ortalama <i>S. mutans</i> değerleri	66



RESİMLER DİZİNİ

Sayfa

Resim 1.	Elmas kesme diski ve Microcut 125 kesim cihazı	38
Resim 2.	Örnek kenarlarının seramik bitim freziyle düzeltilmesi	38
Resim 3.	Zımpara cihazı	39
Resim 4.	Dijital kumpas ile kalınlık ölçümü.....	39
Resim 5.	Lava Ultimate blok	41
Resim 6.	Lava Ultimate örnekler	41
Resim 7.	Meisinger polisaj seti	42
Resim 8.	LU örneklerin düzenlenmesi ve polisajının yapılması.....	43
Resim 9.	GC Diapolisher polisaj patı ve pamuk fırçanın kullanılması.....	44
Resim 10.	Sarı bantlı frez ile yüzey pürüzlendirme ve örnek yüzeyine bond uygulanması	44
Resim 11.	Optiglaze color GC	45
Resim 12.	Yüzeye glaze uygulaması ve glaze ajanının ışınlanması	45
Resim 13.	Cerasmart blok	46
Resim 14.	Cerasmart örnekler	46
Resim 15.	Örnek yüzeylerine kumlama işlemi uygulama.....	47
Resim 16.	Vita Enamic blok.....	47
Resim 17.	Vita Enamic örnekler	48
Resim 18.	Kristalizasyon fırını ve kristalize olan SP örnekler.....	49
Resim 19.	Vita Suprinity blok.....	49
Resim 20.	Vita Suprinity örnekler.....	50
Resim 21.	Vita Suprinity yüzeyine glaze uygulaması.....	51
Resim 22.	Porselen fırınında glaze uygulanmış Vita Suprinity örnekler	51
Resim 23.	IPS e.max ZirCAD blok	52
Resim 24.	IPS e.max ZirCAD örnekler.....	53
Resim 25.	Glaze uygulanmış IPS e.max ZirCAD örnekler.....	54
Resim 26.	Gastrik asit pH ölçümü.....	54
Resim 27.	Etüv için hazırlanan örnekler	55
Resim 28.	Ultrasonik temizleme cihazı ve ultrasonik temizleyicide örnekler	56
Resim 29.	Otoklav cihazı	56
Resim 30.	Yapay tükürük hazırlanması	57

Resim 31. Koyun kanlı agarda <i>S. mutans</i> kolonileri	58
Resim 32. Tüp içinde TBS besiyerinde <i>S. mutans</i> ve <i>S. mutans</i> yoğunluğu ölçümü	59
Resim 33. <i>S. mutans</i> tüpleri içinde örnekler	59
Resim 34. İnkübasyon için etüv cihazındaki örnekler	60
Resim 35. <i>S. mutans</i> 'ı besiyerine yayma	61
Resim 36. Besiyerinde oluşan bakteriyel koloniler	61



KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

Ark.	: Arkadaşları
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidil Metakrilat
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
Ce-TZP	: Seryum ile Stabilize Edilmiş Zirkonya
CS	: Cerasmat
dk	: Dakika
EN	: Enamic
G	: Glaze
GORH	: Gastroozofajial reflü hastalığı
H	: Hibrit
HEMA	: Hidroksil etil metakrilat
HO	: High Opak
KTÜ	: Karadeniz Teknik Üniversitesi
LT	: Low Translucency
LTD	: Düşük Isı Bozunması
LU	: Lava Ultimate
M	: Monolitik
MZ	: Monolitik Zirkonya
Mg-PSZ	: Magnezyum Parsiyel Stabilize Zirkonya
O	: Opak
PSZ	: Parsiyel Stabilize Zirkonya
SEM	: Scanning Electron Microscope

SP	: Suprinty
sn	: Saniye
T	: Tetragonal
T	: Titanyum
TEG-DMA	: Trietilenglikol Dimetakrilat
T-M	: Tetragonal – Monolitik Faz Dönüşümü
Tr	: Transparan
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
Y-TZP	: Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
ZC	: Zircad
ZTA	: Zirconia Toughened Alumina
3Y-TZP	: %3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristal

Simgeler

™	: Ticari Marka
°C	: Santigrat derece
Al	: Aluminyum
Fe	: Demir
g	: Gram
H	: Hidrojen
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
nm	: Nanometre
n	: Örnek sayısı
N	: Azot

O	: Oksijen
p	: Anlamlılık
Ti	: Titanyum
V	: Vanadyum
V	: Volt
Y	: Yttrium
Zr	: Zirkonyum

Formüller

Al₂O₃	: Aluminyum oksit
CO₂	: Karbon dioksit
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO₂	: Seryum dioksit
HfO₂	: Hafniyum dioksit
K₂O	: Potasyum oksit
Li₂O	: Lityum oksit
MgO	: Magnezyum oksit
P₂O₅	: Fosfor pentaoksit
SiO₂	: Silisyum dioksit
Y₂O₃	: İttriyum oksit
ZnO	: Çinko oksit
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum silikat

ÖZET

Yeni Nesil CAD/CAM Materyallerin Yüzeylerinde Farklı Yüzey Bitirme İşlemleri Sonrasında Gastrik Sıvı Etkisi ile Oluşabilecek Bakteriyel Adherensin Araştırılması

Çalışmanın amacı; diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan estetik CAD/CAM restoratif materyallerin yüzeyinde oluşabilecek bakteriyel adherense, farklı yüzey bitim işlemlerinin ve gastrik sıvının etkisinin değerlendirilmesidir.

Bu çalışmada, Vita Enamic (EN), Vita Suprinity (SP), Cerasmart (CS), Lava Ultimate (LU) ve IPS e.max ZirCAD (ZC) materyalleri kullanıldı. 5x5x1 mm boyutlarında toplam 160 adet örnek elde edildi (n=8). Örnekler polisaj (P) veya glaze (G) yüzey işlemleri uygulandı. Sonrasında örnekler in-vitro şartlarda 24 saat gastrik sıvıya maruz bırakıldı ve otoklavda steril edildi. Örnekler sentetik tükürükte 1 saat bekletildi. Örneklerin *S. mutans* suşu ile inkübasyonu ardından yüzeyde oluşan *S. mutans* kolonileri sayıldı. Üç yönlü Anova ve Bonferroni testi ile istatistiksel analizleri yapıldı (p<0.05).

Materyal*yüzey bitirme faktörlerinin ikili etkileşiminin bakteriyel adherens miktarını anlamlı derecede etkilemediği bulundu (p>0.05). Materyal*gastrik sıvı ve yüzey işlemi*gastrik sıvı faktörlerinin ikili etkileşiminin bakteriyel adherens miktarını anlamlı derecede etkilediği bulundu (p<0.001). Materyal*yüzey işlemi*gastrik sıvı* her üç parametrenin de *S. mutans* adherens miktarına etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p=0.01). Kontrol gruplarında (gastrik sıvı uygulanmayan), yüzey bitirme işlemlerinin *S. mutans* adherens miktarını farklı etkilemediği görüldü (p>0.05). Gastrik sıvı uygulanan örneklerde ise, farklı yüzey bitirme işlemlerinin gruplar arasında anlamlı farklılıklar oluşturduğu gözlemlendi (p<0.05). Gastrik sıvı uygulanan glazeli SP ve CS gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar oluştu (p<0.05).

Yüzey işlemlerinden bağımsız olarak gastrik sıvı; EN, SP, CS, LU, ZC yüzeylerinde *S. mutans* adherens miktarını artırıcı etki göstermektedir. Gastroözofajial reflü ya da bulimia hikayesi olan hastalarda glaze uygulanmış SP ya da CS materyallerini tercih etmek bakteriyel tutulumun daha az olması için uygun olacaktır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, yüzey bitirme, *S. mutans*, gastrik sıvı

ABSTRACT

Investigation of Bacterial Adherence on The Surface of New Generation CAD/CAM Materials That May Occur With The Effect of Gastric Juice After Different Surface Finishing Processes

The aim of the study is to evaluate the effect of different surface finishing processes and gastric juice on the bacterial adherence that may occur on the surface of aesthetic CAD/CAM restorative materials which are commonly used in dentistry.

In this study, Vita Enamic (EN), Vita Suprinity (SP), Cerasmart (CS), Lava Ultimate (LU) and IPS e.max ZirCAD (ZC) materials were used. Total of 160 samples with the dimensions of 5x5x1 mm were obtained (n=8). Polishing (P) or glaze (G) surface treatments were applied to the samples. Afterwards, the samples were exposed to gastric juice for 24 hours under in-vitro conditions and sterilized in an autoclave. Samples were kept in synthetic saliva for 1 hour. After incubation of samples with *S. mutans* strain, *S. mutans* colonies formed on the surfaces were counted. Statistical analyzes were performed using Three-Way Anova and Bonferroni tests ($p < 0.05$).

It was found that the interaction of material*surface finishing factors did not significantly affect the amount of bacterial adherence ($p > 0.05$). It was found that the interaction of material*gastric juice and surface treatment*gastric juice significantly affected the amount of bacterial adherence ($p < 0.001$). Material*surface treatment*gastric juice* the effect of the three parameters on the amount of *S. mutans* adherence was found to be statistically significant ($p = 0.01$). In the control groups (no gastric juice applied), it was observed that the surface finishing treatments did not affect the amount of *S. mutans* adherence differently ($p > 0.05$). The specimens that were treated with gastric juice, it was observed that different surface finishing treatments caused significant differences between the groups ($p < 0.05$). Statistically significant differences were performed in the glazed applied SP and CS groups which were treated with gastric juice ($p < 0.05$).

Regardless of the surface treatment, gastric juice increases the amount of *S. mutans* adherence on EN, SP, CS, LU, ZC surfaces. In patients with a history of gastroesophageal reflux or bulimia, it would be more convenient to prefer glazed SP or CS materials to reduce the bacterial adherence.

Key Words: CAD/CAM, surface finishing, *S. mutans*, gastric juice

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kayıp diş ve diş dokularının biyolojik uyuma sahip, estetik ve çiğneme kuvvetlerine dirençli malzemelerle restore edilmesi, diş hekimliğinde yıllardır süre gelen bir arayış olmuştur (1). Dişlerin restorasyonlarında geçmişten günümüze kadar pek çok farklı dental materyaller kullanılmaktadır. Metal altyapılı seramik restorasyonların, biyouyumluluk ve optik özellikleriyle ilgili endişeler tam seramik restoratif materyallerin geliştirilmesini sağlamıştır. Tam seramik restoratif materyaller biyouyumlu ve estetik olmaları sebebiyle metal destekli restorasyonlara göre daha az elektrik iletkenlikleri göstermeleri ve termal hassasiyetlerin azalmasını sağlamaları ve iyi marjinal uyum gösterebilmeleri gibi özellikleri sayesinde son yıllarda sık kullanılmaya başlanmıştır (2).

Diş hekimliğinde son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing CAD/CAM) gelişmiş veri toplama ve üretim yeteneği sayesinde geniş bir kullanım alanı kazanmıştır (3). CAD/CAM teknolojisinin gelişmesi ve estetik talebin artması ile seramik ve kompozitlerin mevcut birçok avantajını bir araya getirerek, farklı mekanik ve optik özelliklere sahip, doğal dişin fiziksel özelliklerini taklit edebilecek metal içermeyen çeşitli yeni biyomateryaller tanıtılmıştır (4, 5).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere işlenebilen bloklara alternatif olarak dental seramiklerin ve kompozit rezinlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve avantajlarını birleştirmek amacıyla aynı zamanda hibrit seramik olarak da bilinen polimer infiltre edilmiş seramik ağ (PICN) materyali piyasaya sürülmüştür (6–8). PICN materyalinin düşük kırılma özelliği, yüksek bükülme dayanımı, yüksek mukavemet göstermesi, kolay frezelenabilir olması ve sertliğinin doğal diş yapısına benzer olmasıdır. Böylece antagonist diştan daha az aşınmaya neden olur (9, 10). Hibrit seramik materyallerde glaze işlemine gerek olmaması, cila işlemlerinin kolaylıkla yapılabilmesi ve restorasyonların yüzey pürüzsüzlüğünü uzun süre koruyabilmesi üretici firma tarafından bu materyallerin en önemli avantajları olarak sunulmaktadır (11). Pürüzsüz ve cilalı yüzeyler dental restorasyonların estetik görünümünü artırır, bakteriyel adezyonu, yorgunluğu, chippingi ve kırılmayı en aza indirir ve bükülme dayanımını artırır (12–14).

Geleneksel seramik restorasyonlar, üretim sonrası genellikle glaze fırınlaması gerektirirler. Ancak; yeni nesil nanoseramik ve hibrit materyaller, fırınlama işlemine

gerek olmaksızın manuel polisaj tekniği ile simantasyona hazır hale getirilebilirler ya da ışıık ile polimerize olan glaze materyalleri ile bitirilebilirler (15). Güncel literatürde, dental restorasyonlar için, glaze işlemine alternatif olarak kullanılabilecek değişik polisaj tekniklerini ve uygulamalarını destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur (16–18).

Günümüzde antimikrobiyal özellikli restoratif materyaller üretilse de bakteriler kenar sızıntısı ile ve diş yüzeyine ya da protezlere tutunan plak yardımıyla çürüklerin oluşmasına neden olmaktadır (19–21). Yapılan birçok klinik çalışmada sekonder çürüklerin restorasyonlardaki başarısızlıklardan biri olarak gösterilmiştir (22, 23). Seramik malzemelerde doğal diş yüzeylerine kıyasla daha ince plak oluşmasına karşın bakteri canlılığının daha yüksek olduğu saptanmıştır (24,25). Restorasyonun yapıldığı bölgelerde karyojenik biyofilm oluşumu varlığında eflamasyon ve gingivitis gibi durumlar gelişmektedir. Bakteriyel kolonizasyonda restoratif materyalin yüzey özelliği önemli bir rol oynamaktadır. Restoratif materyal üzerindeki biyofilm oluşumu, hem materyale zarar verir hem de buna paralel olarak yüzeyi pürüzlendirir (26). Bu sırada kolonize olan bakteriler restorasyonun yüzeyine ve restorasyon ile diş arasındaki ara yüze yerleşirler ve dişeti enflamasyonu ile sekonder çürüklere neden olurlar (27, 28).

Gastroözofajial reflü (GÖR) ve bulimia nervoza hastalıkları hem hayat kalitesine olumsuz etkisi, hem de uzun dönemde yol açabildiği komplikasyonları nedeniyle önemli bir sağlık sorunudur. Gastroözofajial reflü hastalığı (GÖRH) gibi tıbbi sistemik rahatsızlıkların ağız içi restorasyonlarda yarattığı olumsuz etkiler bilinmektedir (29). Gastrik asit, ağız sıvısının yerine kolaylıkla geçerek, diş sert dokularında erozyonlara neden olmaktadır. Yapılan insan ve hayvan çalışmalarında GÖRH ve diş erozyonu arasında ciddi bir bağlantı bulunmuştur. Gastrik asit ayrıca proteolitik etkisiyle diş yüzeyindeki peptit yapıda bileşiklere etki ederek remineralizasyon mekanizmalarının çalışmasını engellemektedir (30).

Son yıllarda, tek seans monolitik restorasyonların üretilmesini sağlayan çeşitli CAD/CAM malzemeleri rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ancak kapsamlı literatür taraması yapıldığında, uzun dönem klinik başarıları ile ilgili yeterli veri olmadığı görülmektedir (31,32). Bununla birlikte, dışsal (diyet) ve içsel (mide suyu) asidik maddelerin varlığında bu malzemelerin yüzeylerinin nasıl davrandığı hakkında çok az şey

bilinmektedir. Kökeni ne olursa olsun, asit dişin yüzeyine etki eder ve zamanla yapısını değiştirir (33, 34).

Tıbbi hastalıkların ağız içi negatif etkilerini önlemek amacıyla diş hekimliğinde kullanılan materyallerin içeriği, uygulanma şekli, endikasyonu, yüzey işlemleri zamanla değiştirilerek bu negatif etkenlere karşı dirençli hale getirilmeye çalışılmaktadır.

Bu çalışmasının amacı toplumda yüksek insidansa sahip GÖRH ve bulimia nevroza gibi hastalıkların etkisiyle oluşan ve ağız ortamının pH' sini değiştirebilen gastrik sıvının yeni nesil CAD/CAM materyallerin üzerindeki etkisini görebilmektir. Bu nedenle farklı yüzey bitim endikasyonu olan güncel CAD/CAM materyallerinin gastrik asit etkisi ile yüzeylerinde oluşabilecek *S. mutans* adherensini değerlendirmek amaçlanmıştır. Böylelikle bu çalışma ile; GÖR ve bulimia gibi şikayeti olan hastalar için en uygun materyali ve yüzey bitirme işlemini belirlemek ve hekimlere ideal restorasyon için yol gösterici olabilmek amaçlanmıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezleri;

‘Hipotez 1: Yeni nesil CAD/CAM materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemleri, bu materyallerin yüzeyine *S. mutans* adherensini etkiler.

Hipotez 2: Gastrik asit etkisi yeni nesil CAD/CAM materyallerin yüzeyinde *S. mutans* adherensini artırır.’ şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. CAD/CAM Sistemler

2.1.1. CAD/CAM Sistemlerin Doğuşu

Geçmişte diğer endüstriyel ürünlerin aksine, dental araçlar terzi elinden çıkmış gibi hastaların kişisel koşullarına göre üretilmekteydi. 20. Yüzyılın başlarında hem dental materyaller hem de dental teknolojilerde dikkat çekecek gelişmeler meydana gelmiştir. Metal alaşımların kayıp mum tekniği ile dökümü, akrilik rezinlerin hamur halinde modelasyonu ve polimerizasyonu, dental porselenin fırınlanması gibi sistemler geliştirilmiştir ancak günümüzde bu sistemler konvansiyonel dental laboratuvar yöntemleri olarak bilinmektedirler. Zamanla dayanıklılık ve estetik ile ilgili beklentilerin artması ile dental materyallerin yapımı için yeni seramik materyaller geliştirilmiştir. Bu materyallerin konvansiyonel yöntemlerle tam uyum göstermediği için çeşitli üretim teknolojileri ve sistemleri geliştirilmiştir. Bunun için geliştirilen teknolojilerden en önemlisi de bilgisayar destekli tasarım ve üretimdir (35, 36).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) terimi, bilgisayar kontrolü ile çalışan ve üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak tasarlandığı, daha çok uçak ve sanayi endüstrisinde 1950'li yıllardan beri kullanılan bir teknolojidir (37). Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin tanıtılması, restorasyonu oluşturmak için şekillendirilmesi kolay olmayacak yüksek performanslı malzemelerin şekillendirilmesine olanak sağlamıştır. Bu teknolojinin diş hekimliğindeki ilk yansımaları Bruce Altschuler, Francois Duret, Werner Mörmann ile Marco Brandestini öncülüğünde 1970'lere dayanmaktadır (38). Young ve Altschuler 1977'de intraoral grid ile yüzey haritalama amacıyla optik teknolojili bir araç geliştirmişlerdir. Ancak; diş hekimliğinde CAD/CAM alanındaki en büyük gelişmeler 80'li yıllardan sonra olmuştur. Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren 3 ana lider firma öne çıkmıştır (5).

1971 yılında Fransız araştırmacı Francois Duret tarafından CAD/CAM alanındaki ilk çalışmalar tanıtılmıştır. Dr. Duret protezde kullanılacak dayanak dişin ağız içerisinden optik ölçüsünü alarak, fonksiyonel hareketleri de hesaba katıp tam bir kron protezini torna cihazında frezeleyerek üretmiştir (39). Dr. Duret kasım 1985'te Fransız Diş Hekimleri Birliği'nin uluslararası kongresinde bir saatten daha az bir süre içerisinde eşi için bir

posterior kron restorasyonu üretmek sistemi tanıtmıştır (40). 1990-1991 yıllarına gelindiğinde dünyada dental CAD/CAM sistemlerinin gelişimi için büyük bir etki yaratan Duret sistemini geliştirmiştir ve daha sonra bu sistem Sopha® Bioconcept sistem olarak piyasaya sunulmuştur. Tek üye restorasyonlar için geliştirilen bu sistem karmaşık yapısı ve maliyeti yüzünden tercih edilmemiştir (41). İkinci olarak Dr. Moermann tarafından CEREC (Cerec, Siemens GmbH, Germany) sistemi tanıtılmıştır. Bu yeni teknolojiyi hasta başında kullanmayı denemiştir. Bu sistem, fotoğraf ve yüksek çözünürlüklü bir tarayıcı kullanarak prepare edilmiş kaviteyi görüntülemek ve 5 eksenli bir kazıyıcı kullanarak seramik restorasyonu üretmek üzere tasarlanmıştır. Diş hekimleri arasında CAD/CAM terimi bu sistemin tanıtılmasıyla yaygınlaşmaya başlamıştır (5, 36).

Procera (Nobel Biocare, Goteburg, Sweeden) sistemi geliştiricisi Dr. Andersson tarafından tanıtıldığında bu alandaki üçüncü öne çıkan sistem olmuştur. 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki artış nedeniyle nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, özellikle kuzey Avrupa'da metal alerjisi problemi ortaya çıkmıştır ve biyouyumlu olan ve alerjik etkisi olmayan titanyumun kullanımı gündeme gelmiştir. Fakat titanyumun hassas bir şekilde dökümünün zorluğu sebebiyle Dr. Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesini gündeme getirdiği CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır. Dr. Andersson, yine bu cihazla kompozit veneer restorasyonların üretimi için CAD/CAM teknolojisini kullanan ilk kişi olmuştur. Bu sistem, zamanla bir üretim üssü şeklinde çalışmaya başlamıştır ve dünyanın çeşitli merkezlerinden uydu aracılığıyla tam seramik altyapıların üretimine olanak sağlayacak şekilde gelişim kaydetmiştir (5, 42).

Dental CAD/CAM sistemleri son 20 yıl içerisinde oldukça popüler hale gelmiştir. 1984 yılından itibaren Cerec, Duret, Procera, Celay, Cicero, Cercon ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir (43). Bu sistemlerinin geliştirilmesiyle; geleneksel ölçü teknikleri yerine, bilgisayar vasıtasıyla restorasyonun fonksiyonlarına ve doğal diş anatomisine göre tasarlamak, hasta başında restorasyonu kısa sürede üretebilmek, restorasyonun marjinal ve internal uyumunu sağlamak, mekanik direncini arttırmak ve daha iyi bir estetik sağlamak amaçlanmaktadır (5, 44).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron-köprü sistemleri hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, kron-köprü ve

hibrit protez alt yapı tasarımı gibi protetik ve restoratif tedavilerin yanında diş hekimliğinin birçok dalında yaygın olarak kullanılmaktadır (45, 46). Bu sistemlerin periodontoloji, ortodonti, implantoloji ve maksillofasiyel cerrahi alanlarındaki tedavileri de kapsamaları CAD/CAM'in geçmişten bugüne olan evriminin işaretidir (47).

CAD/CAM Sistemlerin Avantajları:

- Geleneksel yöntemlerle ölçü alma işlemi ortadan kalktığı için laboratuvar aşamalarında meydana gelen zaman kaybının önüne geçilmiş olur (48). Laboratuvar aşamalarındaki bu azalmaya bağlı ücretlerdeki azalma diş hekimi için avantaj sağlar (49).
- CAD/CAM teknolojisi ile tek seansta diş renginde restorasyonların üretilmesi ile beraber geçici restorasyon ihtiyacı ortadan kalkarak direkt restorasyonun yapılması sağlanır. Böylece post operatif hassasiyet ihtimali en aza indirilmiş olur (50).
- Aynı seansta estetik ve dayanıklı restorasyonların üretilmesi hastaların tedaviyi kabul etmelerini kolaylaştırmaktadır ve aynı seansta üretilen restorasyonlar sayesinde çapraz enfeksiyon riski engellenmiş olur (39, 51).
- Geleneksel yöntemler ile kullanıma imkanı olmayan yeni nesil restoratif materyaller CAD/CAM sistemlerin kazıma ünitesinde kullanılabilmektedir.
- Yapılan çalışmalarda CAD/CAM sistemler kabul edilir kenar uyumu sergilemiştir ve bu sistemler ile elde edilen restorasyonların klinik ömrünün uzun olduğu bildirilmiştir (52).
- Restorasyon optimal dizaynına ait parametreler her açıdan incelenebilir, analizler ve kalite kontrolü kolaylıkla yapılabilir. Karşıt arka ilişki kayıt altına alınıp restorasyonların tipi, okluzal anatomisi, okluzal ve proksimal kontakları net olarak ayarlanabilmektedir (53). Bununla birlikte gnatolojik veriler, sanal artikülasyon imkanı sunan CAD yazılımlar sayesinde taklit edilebilmektedir (54).
- CAD yazılımlarının üç boyutlu arayüzleri ile ve dijital tasarım sayesinde klinisyen preparasyon hatalarını rahatlıkla görebilmektedir (55).

- Hastadan alınan fotoğraflarla yüz şekli ve oranına göre daha uyumlu estetik restorasyonlar üretilebilmektedir ve gülüş tasarımı oluşturulabilmektedir (56).
- CAD/CAM sistemler arşiv oluşturabilme özelliği ile tasarım ve üretim aşamasında elde edilen tüm verileri kaydedip, saklayabilmektedir. Bu özellikleri hasta takibi açısından oldukça önemlidir (5).

CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları:

- Derin subgingival marjnlere sahip restorasyonlarda ağız içi optik tarayıcının sadece görünür bölgeleri algılaması nedeniyle üretilen restorasyonlarda marjinal uyumsuzluk meydana gelebilmektedir (57).
- Ağız içindeki amalgam, metal kron ve abutmentlar dijital kamera ile ölçü alımı esnasında ışık yansımalarından dolayı görüntü alımını zorlaştırmaktadır.
- Restorasyonun üretim aşamasındaki frezeleme ile prefabrik blok materyallerinin büyük bir kısmı boşa harcanmaktadır.
- Bu sistemlerin yatırım maliyetlerinin fazla olması kullanımlarını kısıtlayan önemli faktörlerdendir. Ayrıca kullanıcıların eğitimi ve sistem hakkında deneyim kazanmaları için zaman ve para harcaması gerekmektedir (58).

2.1.2. CAD/CAM Sistemlerin Çalışma Prensipleri

CAD/CAM terimi; Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing'in kısaltmasıdır ve bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim anlamına gelir. Bu sistemler, optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin özel bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanarak hekimlerin güvenilir restorasyonlar üretmelerine olanak sağlar ve karşılaşılabilecek komplikasyon riskini azaltır.

Restorasyonlar üretilene kadar CAD/CAM sisteminde üç aşamadan geçer. Bunlar sırasıyla ağız içi ve ağız dışı olarak verilerin toplanması, toplanan verilerin bilgisayarda 3 boyutlu olarak tasarlanması ve bilgisayar ortamında tasarlanmış restorasyonların üretimi şeklinde sıralanır. Veriler 3D olarak optik ölçüm yapan intraoral kamera sayesinde toplanır ve dijital ortama veri olarak aktarılır. Dijital ortama aktarılan veriler sayesinde CAD ünitesinde restorasyon tasarımları yapılır. Son olarak CAD ünitesinde

tasarlanan restorasyonlar, CAM ünitesinde blok materyallerinden kazınarak üretim aşamasına geçer. Dolayısıyla tüm CAD/CAM sistemleri 3 ana bileşenden oluşur. Bunlar:

1. Dijitalizasyon cihazı/ Tarayıcı (Scan, Digitizer)
2. Yazılım programı (Software)
3. Üretim cihazı (Mill) (59).

2.1.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri, yapısını oluşturan tarayıcı, tasarım (CAD) ve üretim (CAM) ünitelerinin konumlarına bağlı olarak üç farklı üretim şekline sahiptir (Tablo 1).

Tablo 1. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri

Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	CEREC E4D Dentist
Laboratuvarda Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	CEREC inLab DCS Precident Cercon Everest Lava
Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri	Procera Cicero

2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri için birçok materyal kategorisi vardır. Bu materyaller, freze makinesine yerleştirilebilen yüksek yoğunluğa sahip bloklar şeklinde monolitik ve homojen malzemeden üretilmektedirler. Yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edildikleri için porözite içermez ve artık stres barındırmazlar ve ayrıca yüksek

mekanik özelliklere sahiptirler. Bu şekilde restorasyonlar kısa bir zamanda üretilebilir, polisaj ve glaze işlemleri kolaylıkla uygulanabilir (7, 60).

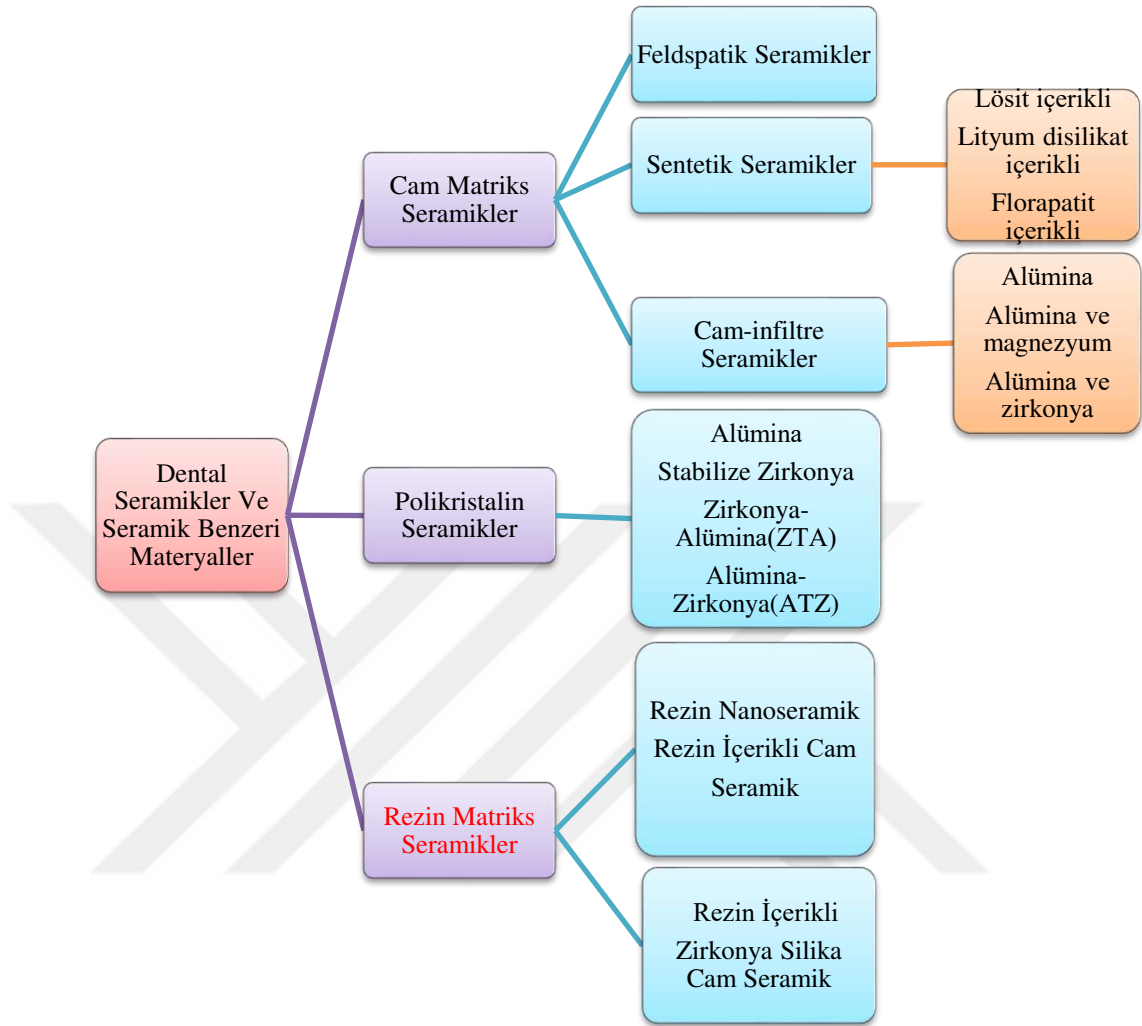
Seramik restoratif materyalleri üç ana gruba ayırmak mümkündür:

- Cam matriks seramikler
- Polikristalin seramikler
- Rezin matriks seramikler

Sınıflamalar içinde yer alan alt gruplar ve yeni geliştirilen materyaller ana gruplarda kompozisyonlarına göre yerleştirilmektedir (Tablo 2).



Tablo 2. CAD/CAM sisteminde kullanılabilen dental materyallerin sınıflandırılması



2.2.1. Cam Matriks Seramikler

Kayıp mum tekniği ile revetman içindeki boşluğa merkezkaç kuvveti ile gönderilen ya da preslenebilen seramiklerdir. Kor yapısına direnç kazandırmak için de kullanılırlar. Feldspatik, lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilen cam seramikler bu grupta yer almaktadır (61).

2.2.1.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik porselen, camsı bir matriks içerisinde %20-30 hacimdeki lösit kristallerinden oluşan bir malzemedir. Yüksek translüsens ve orta seviye eğilme mukavemetine sahiptir. Bununla birlikte %60-64 SiO₂ ve %20-23 Al₂O₃ içermektedir.

Doğal dişe çok yakın bir abrazyon direncine sahip olduğundan karşıt dişte çok az aşınmaya neden olur. İnce grenli homojen yapısı ve sinterlenmiş olması sayesinde parlatılabilirliği çok iyidir. Polisajı yapıldığında materyalin dayanımı 130 MPa kadardır. Glaze yapıldığında ise bu değer 160 MPa'ya kadar çıkabilir. İnley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölgede kronlar için önerilirken, yeterli dayanıma sahip olmadığından tek başına köprü yapımında önerilmezler (62).

Monokromatik, dikromatik, polikromatik olmak üzere farklı renk seçenekleri sunan feldspatik seramik bloklar üretilmiştir. Monokromatik blokların tek renk içeriğinin oluşturduğu dezavantajı gidermek için dikromatik ve polikromatik bloklar geliştirilmiştir (7). Dikromatik yapıdaki bloklar bloğun ortasına konumlanmış bir dentin tabakası ve etrafında translusent mine tabakasından oluşur. Bu tasarımla renk geçişinin dentin ve mineyi taklit edecek şekilde 3 boyutlu bir yay halinde olması amaçlanmıştır. Polikromatik blokların kroma derecesi (rengin doygunluğu) insizal yüzeyden koleye doğru artması ile doğal dişin yapısını taklit etmesi amaçlanmıştır. Böylece doğal dişin optik özelliklerini kopyalayarak mevcut doğal dentisyon ile restorasyonun bir uyum içinde olması sağlanmaktadır (63)

Sirona CEREC Blocs (Bensheim, Almanya) ve Vita Mark II (Zahnfabrik, Almanya) bu amaçla üretilen feldspatik bloklara örnektir.

Cerec bloklar mineye benzer translusensiye ve fiziksel özelliklere sahiptir. Bukelamun etkisi olarak adlandırılan translusensileri ve farklı tabakaların farklı renk özellikleri gösterdiği polikromatik blokları ile doğal diş rengine yakın renkler elde edilebilmektedir. Vita firmasında ise, monokromatik blok olarak Vita Blocks Mark II, dikromatik blok olarak Vita Block Reallife, polikromatik olarak Vita Block Triluxe ve servikal bölgede renk doygunluğu ile floresan özellikleri artırılmış olan Vita Triluxe Forte bulunmaktadır (64).

2.2.1.2. Sentetik Seramikler

Doğal seramik hammaddelere olan bağımlılığı azaltmak için sentetik malzemelerin kullanımı ortaya atılmıştır. Bu amaçla SiO_2 , K_2O , Na_2O ve Al_2O_3 gibi moleküller üreticiler tarafından değişen oranlarda kullanılmıştır. Camsı fazlar, lüsite ek olarak, materyallerde termal genleşme katsayısında uyumluluğu ve dayanıklılığı arttırmak için apatit kristalleri ile birleştirilmektedir (61).

Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

1998 yılında CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere üretilen ilk blok olan ProCAD, Ivoclar Vivadent (Lichtenstein) tarafından tanıtılmıştır (7). Seramik içinde bulunan lösit (KAlSi_2O_6) kristalleri çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile cam matrikste kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir (65). Cam matrikse lösit parçacıklarının eklenmesi, çatlak yayılımını engelleyerek malzemenin bükülme mukavemeti, kırılma dayanımı gibi fiziksel özelliklerini arttırmıştır (66). Yapı içinde %40 oranında yer alan lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içinde bulunduğu cam matriksten daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek, cam matriksi kendisine doğru çeker ve böylece yapı içinde oluşan internal basınç mikro çatlakların ilerlemesini durdurur (67). Restorasyonların direnci, diş dokusuna olan başarılı adezyonuna bağlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir. Materyalin translusensi, renk, floresanslık, opalesanslık, ve aşınma direnci gibi özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir. Endikasyonları, tek kron ve laminate veneerler ile sınırlıdır. IPS Empress CAD, IPS Procad ve IPS Empress Estetik materyalleri bu grupta yer alır (65, 67).

Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik restorasyonların endikasyon alanının genişletilebilmesi amacıyla 2006 yılında Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) tarafından tanıtılmıştır. Hacimce yaklaşık %40 oranında 0.2-1 mikrometre boyutundaki lityum metasilikat kristalleri içerir. Lityum metasilikat içeren kısmi sinterize bloklar ilave edilen renklendirici moleküllere bağlı olarak mavi renkte olduğundan “mavi blok” olarak anılmaktadırlar. Kısmi bir kristalleşmenin olduğu malzemenin bu durumdaki direnci 150 MPa’dır ve kolaylıkla hızlı bir şekilde aşındırılır. Bu sayede frezler fazla zarar görmeden restorasyon, kolaylıkla üretilir ve ağız içinde uyumlandırılır (68).

Aşındırma ve uyumlama tamamlandıktan sonra porselen fırınında 840-850°C’de bir ısıl işleme tabi tutulur. Bu aşamada metasilikat faz tamamen çözünür ve lityum disilikat kristalize olur. İşlem sonunda elde edilen restorasyon hacimce %70 kristal faz içermektedir ve seçilen diş rengine dönüşmüştür. Restorasyon dayanımı da 320 MPa’ya ulaşmıştır. Bu değer diğer cam seramik blokların 2-3 katıdır (69).

Üç farklı translusensiye (HT, LT, MO) sahip lityum disilikat CAD blokları mevcuttur. Yüksek ışık geçirgenliğine sahip HT blokların, komşu dokuların rengini absorbe etme özelliğine (bukalemun etkisi) sahip olması nedeniyle inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılmasının estetik sonuçları arttıracakı belirtilmiştir. Düşük translusensiye sahip LT bloklar ise çeşitli renk seçenekleri ile tam kron restorasyonların yapımında kullanılabilir. Renklenmiş dişlerin tedavisinde, tabakalama tekniğiyle beraber MO blokların kullanımı uygundur. Estetik beklentinin yüksek olduğu bölgelerde cut-back tekniği ile üst yapı porseleni uygulanabilir (13). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 0.8 mm kalınlıkta hazırlanan seramik altyapı sayesinde kırılma direnci 400 ± 40 Mpa'ya kadar arttırılmıştır. Bu sayede 3 üyeli köprü protezlerinin yapımı da mümkün olmuştur. Köprü protezlerinin endikasyon alanı 2. premolar dişlerden itibaren ön bölge ile sınırlıdır (13, 69).

Florapatit Esaslı Sentetik Seramikler

IPS e.max sisteminin bir parçası olan bu seramikler IPS lityum disilikat cam seramiklerin ve zirkonyum oksit seramiklerde (IPS e.max ZirCAD) üst yapı restorasyonu olarak kullanılabilir. Bu seramiklerle istenilen form, renk, translusensi ve parlaklıkta restorasyonlar üretilebilir. Full kron üretiminde, cut-back tekniğinde ve veneerlerde üst yapı seramiği olarak kullanılabilir (70).

2.2.1.3. Cam İnfiltrasyon Oksit Seramikler

Cam infiltrasyon CAD/CAM blokların ana yapısını oluşturan alumina veya alumina zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara frezeleme işlemi ardından oluşan poröz yapının giderilmesi amacıyla lantan oksit cam infiltrasyon edilmesi ile elde edilmektedirler. Bu işlem materyalin dayanıklılığını yaklaşık 20 kat arttırmaktadır. Bu blokların In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonia olmak üzere 3 çeşidi mevcuttur (71).

In-Ceram Spinell (Vita, Almanya), yapısında %78 oranında magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) bulunmaktadır. Sinterleme işleminin ardından 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya ışık geçirgenliğinin de sağlanmasına yardımcı olan lantan oksit cam infiltrasyon edilmektedir. Sonuçta ışık geçirgenliği yeterli, dayanımı 350 MPa olan bloklar elde edilmektedir. Anterior ve posterior tek kronlarda ve anterior 3 üyeli köprülerde altyapı materyali olarak kullanılabilir (72).

İlk olarak 1989 yılında üretilen In-Ceram Alümina, yüksek oranda sinterlenmiş gözenekli alümina altyapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lantan oksit cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir. Bükülme direnci 236-600 Mpa'dır. Anterior ve posterior kronlarda ve üç üyeli anterior bölge köprülerde alt yapı materyali olarak kullanılabilir (73).

In-Ceram Zirkonia (Vita, Almanya), %62 oranında alüminyum oksit, %20 oranında zirkonyum oksit içermektedir ve dayanımı 700 MPa'dır. Yapısındaki zirkonyum oksit sayesinde yüksek dayanıma ve düşük ışık geçirgenliğine sahip olan bir materyaldir. Anterior ve posterior kron ve köprülerde altyapı materyali olarak kullanılabilirler (74, 75).

2.2.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler kırılma dayanıklılığı yüksek ancak sınırlı oranda translusense sahip ince taneli kristal yapıdadır. Ayrıca, cam fazın yokluğu, bu gruptaki seramiklerin hidroflorik sitle aşındırılmasını zorlaştırır, uzun asitleme süreleri veya daha yüksek fırınlama sıcaklıkları gerektirir (76).

2.2.2.1. Alümina

Bu materyal yüksek oranda Al_2O_3 içermektedir. Nobel Biocare tarafından kor materyali olarak piyasaya sürülmüştür. 17-20 GPa oranında yüksek sertlik ve dayanıklılık gösterir. Tüm dental seramikler arasında en yüksek elastik modüle sahiptir ve bu özellik parça şeklinde kırıklara neden olmaktadır. Bu olumsuz özelliğinden dolayı günümüzde zirkonya gibi materyallere yerini bırakmıştır (77).

2.2.2.2. Stabilize Zirkonya

Zirkonya (ZrO_2); farklı sıcaklıklarda kübik (C), tetragonal (T) ve monoklinik (M) olmak üzere 3 ana kristal yapıda bulunmaktadır. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonyum, 1170°C üzerinde tetragonal faza, 2370°C'den yüksek sıcaklıklarda kübik faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile birlikte hacimsel olarak %5'lik azalma görülmektedir. ZrO_2 , fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (78). Soğutma işlemleri sırasında ise zirkonya kristallerinde %3-4'lük hacim artışıyla birlikte tetragonal-monoklinik faz (T-M) değişimi gerçekleşmektedir (78,79). Isıtılması ve soğutulması esnasında görülen hacimdeki bu değişimler saf zirkonya içinde

çatlaklara neden olur (80). Kristal yapıdaki kontrolsüz değişimler, saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmiştir. Saf zirkonya genellikle aşındırıcı olarak kullanılır (81).

Yarı Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyanın oda sıcaklığında stabil olabilmesi için içerisine magnezyum, seryum, itriyum ve kalsiyum gibi stabilize edici oksit moleküller (MgO , CeO_2 , Y_2O_3 ve CaO) eklenmektedir. Bu şekilde zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması sağlanmaktadır. Böylece zirkonyanın mekanik özellikleri iyileştirilirken ısı işlemler karşısında kontrolsüz faz değişimlerine uğraması engellenmektedir. Kontrolsüz faz değişiminin engellenmesiyle elde edilen bu yarı stabil materyal "yarı stabilize zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia)" olarak adlandırılır (45).

PSZ oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde; materyalin içerisinde onu monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji bulunmaktadır. Gerilim stresleri ve aşındırma işlemleri gibi dış kaynaklı streslerin neden olduğu bir çatlak, tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Bu faz dönüşümüyle meydana gelen %3-5'lik hacim artışı, çatlak uçlarında baskı streslerinin oluşmasını tetikler ve bu stresler çatlak sınırlayıcı olarak dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece materyal içindeki başlangıç aşamasındaki mikro çatlakların ilerlemesi durdurulur. Materyalin diğer polikristalin seramiklerde olmayan bu özelliği "transformasyon sertliği" olarak adlandırılır ve bu mekanizma sayesinde zirkonya esaslı seramiğin dayanıklılığı ve sertliği artar (79, 80).

Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Mekanik özelliklerinin diğer metal oksitlere göre daha üstün bulunmasından dolayı stabilizatör olarak yttrium oksit (Y_2O_3) kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma yaklaşık %3 mol Y_2O_3 ilave edilerek diş hekimliğinde kullanılan Y-TZP elde edilir (82, 83). Stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, yapı içinde rastgele dağılarak oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayıp zirkonyayı stabilize etmektedir (84).

Y-TZP seramik restorasyonların avantajları olarak; yüksek dayanıklılık ve sertlik göstermeleri, ince grenli yapıları sayesinde detaylı şekillendirilebilmeleri, kimyasal ve boyutsal stabilitelerinin iyi olması, ısı iletkenliklerinin düşük ve biyouyumlu bir materyal olmaları söylenebilir (85,86). Uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin mekanik

özelliklerinde olumsuz etki yapması ve görünümünün opak olması ise dezavantajlarıdır (87).

Bu materyalin opasitesinin fazla olması sebebiyle daha yüksek translusent özelliğe sahip yeni nesil zirkonyalar üretilmiştir. Bu yeni nesil zirkonyalar 4Y-TZP (%4 mol Y_2O_3) ve 5Y-TZP (%5 mol Y_2O_3) yapısındadırlar. Yüksek mekanik direnci, boyutsal ve kimyasal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP günümüzde, tam seramik restorasyonlarda altyapı yapımı için en çok kullanılan materyaldir (66).

2.2.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonyanın bilinen faz değişimi özelliğinin alümina içerikli cam seramiklerde kullanımı ile ilgili çalışmalara son yıllarda başlanmıştır. Bu kompozisyon ile zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ya da alümina ile desteklenmiş zirkonya (ATZ) üretilmiştir. Bu materyaller, biyoseramikler olarak kabul edilmiştir. Vita firmasından piyasa sürülen InCeram Zirconia sisteminde alüminyum oksit içeriğine ilave olarak cerium ile stabilize edilmiş %33 oranında zirkonya (12Ce-TZP) yapıya dahil edilmiştir. In-Ceram Zirconia, slip-cast ya da CAD/CAM tekniği kullanılarak işlenebilmektedir. Yapı 1100°C'da 2 saat süre ile sinterlendikten sonra cam infiltrasyon işlemi gerçekleştirilir. Bu işlem sonunda yapının %23'ünü cam fazı oluşturur (83).

ZTA seramikler mekanik özellikleri yüksek olmasına rağmen sinterlenmiş 3Y-TZP ile karşılaştırıldıklarında daha düşük mekanik özellik gösterirler. Yine 3Y-TZP'ye göre daha poröz yapıdadırlar (88, 89).

2.2.3. Rezin Matriks Seramikler

Seramiklerin materyalleri için minimum 1.5 ile 2.0 mm'lik minimum kalınlığa ihtiyaç olması ve yüksek miktarda karşı diş aşınması gibi dezavantajlarından dolayı yeni materyaller arayışına girilmiştir. Hibrit yapı sergileyen bu materyaller, organik kısmı kompozit rezin matriks, inorganik kısmı da seramik doldurucu içermektedir. Seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir araya getiren rezin matriks seramikler piyasaya sürülmüştür (90, 91). Bu seramik grubu bir organik matriksin içerisinde yüksek oranda seramik partikülleri ile doldurulan materyalleri kapsamaktadır. 2013 yılında 'ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature' tanımlamasında güncel olarak porselen/seramik terimi; 'Porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler dahil olmak üzere ağırlıklı

olarak yüksek ısıya dayanıklı inorganik bileşenler içeren, preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş materyaller' olarak tanımlanır. Bundan dolayı, ağırlığının %50'sinden fazla ısıya dayanıklı inorganik bileşen içeren seramik benzeri bu rezin matriks seramikler bu sınıflamaya dahil edilmiştir (61).

2.2.3.1. Rezin Nanoseraamikler

Nanoseraamikler, nano boyutta seramik partikülleri ve UDMA içerikli reçine matriksten oluşmaktadır. Blokların üretim aşamasında yapıya katılan silan, reçine, matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşumunu sağlamaktadır (11).

Materyalin %80'i polimerik bir matriks içine gömülü birbirine bağlı 20 nm çapında silika ve 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit nano partikülleri içerir. Materyalinin elastiklik modülü 10-20 GPa olup, dentine yakın değerler gösterdiği ve cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe ettiği bildirilmiştir. Kırılma direnci 204 MPa olup feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan yüksek, lityum disilikat içerikli bloklara yakındır (92). Nanoseraamiklerin kuvveti absorbe etme özelliklerinin olduğu ve implant üstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Ayrıca karşıt dişte meydana getirdikleri aşınma miktarı, cam seramiklere kıyasla çok daha azdır (93).

2.2.3.2. Rezin Matriks İçerisinde Cam Seramikler

Rezin matris seramikler kompozit ve seramik materyallerinin üstün fiziksel özelliklerinin birleştirilmesi ile oluşturulan yeni malzemelerdir. Gözenekleri bir polimer malzeme ile doldurulmuş olan sinterlenmiş seramik matrisinden oluşurlar. Polimer yapısı TEGDMA ve UDMA'dan oluşmaktadır. Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır (8, 94).

2.2.3.3. Rezin Matriks İçerisinde Zirkonya Silika İçeren Seramikler

İnorganik kısmı %60'dan fazla oranda ince zirkonya-silika partikülleri oluşturur. Bu inorganik partiküller, BIS-GMA, TEGDMA ve özel patentli üçlü aktivatör sistemin oluşturduğu polimer matriksle tamamen sarılmıştır. Bu seramiklere örnek olarak Paradigm MZ100 (3M Espe, Amerika Birleşik Devletleri) verilebilir. Bu firmaya ait Z100 restoratif materyalin fabrikada üretilmiş halidir (7, 95).

Diğer rezin matrislerde olduğu gibi daha az diş preparasyonuna imkan tanırlar. Uyumlanmaları oldukça kolaydır. Bruksizm tespit edilen hastalarda, daha az karşıt diş aşınmasına neden olması ve okluzal kuvvetleri absorbe etmeleri sayesinde tek kronlarda, inley, onley restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir. Bu gruba örnek verilebilecek bir diğer blok Shofu Block HC'dir (Shofu inc. Kyoto, Japonya). Ağırlığının %61'ini silika, silikat ve zirkonyum silikat dolduruculardan oluşan inorganik yapı, UDMA ve TEGDMA'dan oluşan polimer organik yapı ile çevrelenmiştir (96, 97).

2.3. Güncel Olarak Estetik Kronlarda Tercih Edilen Bazı Restoratif Seramikler

2.3.1. Lava Ultimate

Lava Ultimate (3M Espe, St. Paul Minneapolis, A.B.D), nanoseramik teknolojisi ile üretilen bir materyaldir ve rezin-nano seramik (RNC) olarak adlandırılır. Malzeme tam olarak reçine ya da kompozit değildir ve aynı zamanda, saf seramik de değildir. Her ikisinin bir karışımıdır ve esas olarak seramik yapı içerir (%80 seramik, %20 kompozit). Seramik yapı, zirkonya ve silika monomerlerden oluşmaktadır (11).

Kompozitin yüksek kırılma dayanımı ve esneklik özelliklerini, seramiğin üstün estetik özelliklerini birleştirmek amacı ile üretilmiştir. Üretim sonrası fırınlama gerektirmez ve kolaylıkla parlatılıp bitirilebilir. Gerekli durumlarda ışıkla sertleşen restoratif materyaller ile minimal adaptasyonlar yapılabilir. Lava Ultimate CAD/CAM bloklarının, cam seramik ve kompozitler ile benzer ya da onlardan daha iyi performans gösterdiği bildirilmiştir (11, 63, 92).

Lava Ultimate restoratif materyali 2 çeşit blok halinde piyasada mevcuttur: tek seansta muayenehanede uygulanabilen bloklar (ör; CEREC ve E4D); laboratuvarında kullanılan bloklar (ör; Straumann CARES) (67).

Üretici firmanın talimatlarına göre RNC materyalinin, inley, onley ve laminate ve tam kron restorasyonlarının yapımında kullanılabileceği belirtilmiştir. RNC bloklar, Vitapan skalasına göre düşük translüsensi (LT) A1, A2, A3, A3.5, B1, C2, D2, Bleach ve yüksek translüsensi (HT) A1, A2, A3, B1 olmak üzere iki ayrı translüsensi ve sekiz ayrı renk özelliğinde üretilmişlerdir (11).

RNC'lerin intraoral tamir seti mevcuttur. Üretici firma tarafından, kişisel karakterizasyon için gerekli glazür malzemelerinin, restorasyonun pit ve fissürlerine

kolaylıkla uygulanabileceği belirtilmiştir. Ancak, servikal bölgede boyama önerilmemektedir (11, 98).

Simantasyon aşamasında restorasyona 50 µm Al₂O₃ ile 2 bar basınç altında kumlama yapılır. Restorasyona asit uygulanması kontrendikedir. Adeziv siman ile simante edilmesi önerilmektedir.

2.3.2.Vita Suprinity

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) blokları CAD/CAM sistemleri ile kullanım için tasarlanmıştır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli tam seramik materyalidir (99). Zirkonyanın yüksek fiziksel özellikleri ile cam seramiğin yüksek optik özelliklerinin birleştirilmesi amaçlanarak üretilen materyallerdir. Lityum silikatla güçlendirilmiş cam seramikler mekanik açıdan geliştirilerek bu bloklar üretilmiştir. Üretici firmalara göre, materyallerin kırılma direnci 370-420 Mpa arasında değişmektedir. Bu değerler göz önüne alındığında, ZLS seramiklerin kırılma direncinin, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerden üç kat yüksek olduğu, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler ile ise kıyaslanabilir düzeyde olduğu söylenebilir. ZLS materyali, LS₂ seramiklerden; lityum metasilikat ve lityum disilikat kristallerinin daha küçük oluşu ve materyalin yapısında zirkonyum oksit içermesi nedeniyle farklıdır. Materyal işlem öncesi prekristalize durumdadır ve sadece lityum metasilikat içerir. Bu aşamada freze işlemleri kolaylıkla yapılabilir. Restorasyon üretildikten sonra 840°C’de 8 dakika kristalizasyon fırınlaması uygulanır (99–102).

İnley, onley, veneer restorasyonlar ve parsiyel kronlar, anterior ya da posterior bölgede tek diş kapsayan doğal diş üstü ya da implant üstü kronların yapımında kullanılabilir. Yetersiz preparasyon ya da fazla preparasyon sonrası kalan diş dokusunun yetersiz olması durumunda, aşırı çiğneme fonksiyonu ve bruksizmi olan hastalarda özellikle de bu hastaların devital dişlerinde uygulanması önerilmemektedir. Molar bölgede veneer porseleni ile birlikte kullanımı, bir diğer kontrendikasyon alanıdır. Üretici firma tarafından, anterior ve premolar bölgede, köprü restorasyonlarında kullanılmasının teknik açıdan mümkün olabileceği belirtilmiştir. Materyalin yeterli kalınlıkta kullanılmasının fiziksel ve mekanik özellikleri güçlendirdiği belirtilmiştir (99, 102).

Vita Suprinity LS-14 boyutunda T ve HT translüsensi derecelerinde üretilmektedir. İnley, onley, parsiyel kron ve laminate veneerlerde T bloklar kullanılırken, doğal diş ve implant üstü tam kronlarda HT blokların kullanılması daha estetik sonuçlar verecektir. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik için üretilen feldspatik düşük ısı porseleni olan Vita VM 11 tavsiye edilmektedir (99, 100).

2.3.3. Vita Enamic

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) CAD/CAM ile kullanılabilen hibrit malzemedir. Ağırlıkça %86 oranında inorganik içerik yani seramikten, %14 oranında organik içerik yani polimer yapıdan oluşur. Bu malzemelerin her ikisinin kombinasyonu kullanıcı için avantaj sağlar. Örneğin kırılma dayanımı tam seramiklere göre daha yüksektir ve CAD/CAM sistemleri ile hazırlanma prosedürü daha kolaydır. Vita Enamic sadece tek diş restorasyonlarında kullanılabilir (8).

Hibrit yapısı pöröz bir seramik altyapı üzerine infiltre edilen polimer yapının ışıkla sertleştirilmesi ile oluşturulmuştur. Vita Enamic, dentine benzer elastisite modülüne sahiptir. Seramik bileşimi; alüminyum oksit ile güçlendirilmiş feldspatik seramikten meydana gelmiştir. Adeziv simantasyon sonrası minimal uyumlamaların yapılması Vita Enamic, mekanik özellikleri genel olarak değerlendirildiğinde seramik ile kompozit rezinlerin arasında yer aldığı görülmektedir. Bükülme dayanımları 150-220 MPa'dır. Aşınma özellikleri ve elastikiyeti dentine yakındır. Materyalin aşınması diğer seramiklerle benzer olmakla birlikte karşıt dişte daha az aşınmaya yol açmaktadır (6, 103, 104).

2.3.4. Cerasmart

Cerasmart (GC, A.B.D.) materyali, esnek nanoseramik olarak piyasada yer almaktadır. Kuvvet absorpsiyonu ve esneklik özellikleri ile ön plana çıkmaktadır. Frezeleme işlemlerinin kolay olması üst yapı materyalinin tabakalar halinde atma riskinin düşük olması ve bitirme prosedürünün daha kolay olması başlıca avantajlarındandır. Esnek nanoseramik matriks yapısı sayesinde stresleri homojen ve eşit olarak dağıtır. Seramik ve kompozit materyalinin öne çıkan özelliklerini birleştirmek amacıyla üretilmiştir. Yüksek esneklik ve dayanıklılık gibi avantajları, marjinal adaptasyonun iyi olmasına ve simantasyon sonrası yüksek dayanıklılık gösterebilmesine olanak sağlar.

İçeriğinde %71 nanomerler (300 nm baryum cam, 20 nm boyutunda silika) ve %29 kompozit içermektedir (105).

Cerasmart materyalinin diğer sistemlere göre avantajları:

- Yüksek esneklik ve kırılma dayanımı
- Diş dokusuna benzer fiziksel özellikler
- Yüksek radyoopasite
- Yüksek aşınma direnci
- Kolay frezeleme işlemleri
- Chipping görülmez
- Sinterleme ve kristalizasyon işlemlerine gerek yoktur
- İntraoral tamir yapılabilir

Cerasmart materyali; inley, onley, veneer restorasyonlar, parsiyel ve tam kron restorasyonları, implant üstü restorasyonların yapımında kullanılabilir. Yüksek translüsensi (HT) A1, A2, A3, A3.5, B1 ve düşük translüsensi (LT) A1, A2, A3, A3.5, B1 özelliğinde bloklar mevcuttur. Yüksek translüsensi özelliğine sahip bloklar genellikle, restorasyon sadece mine dokusun yerini alacaksa ve dişte maskeleme gerektirecek herhangi bir renklenme yoksa kullanılır. Düşük translüsensi özelliğine sahip bloklar ise; preperasyon, dentini de içeriyorsa ve ilgili dişlerde renklenme mevcutsa tercih edilir (105, 106). Derin chamfer ya da yuvarlatılmış shoulder tipi basamak preperasyonu ile kullanımı önerilir. İnley veya onley restorasyonlarda diş dokusu ile restorasyonun birleşim yerlerinin, karşıt diş ile direkt oklüzal kontakta olmamasına dikkat edilmelidir. Cerasmart materyali ile restorasyon yapıldığında, glaze ve eksternal boyama işlemleri için sistemin içinde yer alan ‘Optiglaze color’ kullanılır. Uygulama sonrası ışıkla setleştirilir. Böylece estetik ve parlak yüzeyler elde edilebilir. Tamir kiti ile intraoral tamir yapılabilir (107).

Üretici firma tarafından simantasyon aşamasında 25-50 μm Al_2O_3 ile kumlama ya da %5 hidroflorik asit ile pürüzlendirme yapılabileceği belirtilmiştir. Ancak yapılan bir çalışmada Al_2O_3 ile kumlama yapmanın daha iyi bağlantı sağladığı bildirilmiştir (105).

2.3.5. IPS e.max ZirCAD

IPS e.max ZirCAD yttrium-stabilize zirkonyum oksit bir bloktur. IPS e.max ZirCAD, hem anterior hem de posterior bölgelerde uzun gövdeli köprüler için endikedir, ayrıca teleskop ve implant üstü kronlarda ve koping yapımında da kullanılırlar (108).

IPS e.max ZirCAD alt yapıları, CAD/CAM sisteminde frezelendikten sonra yüksek ısı porselen fırınında sinterlenir. Sinterleme sırasında alt yapı en son boyutuna kadar küçülür ve en yüksek kırılma sertliğini kazanır. Daha sonra alt yapılar, IPS e.max Ceram yığma seramik kullanılarak veya IPS e.max ZirPress kullanıp preslenerek konvansiyonel bir biçimde veneerlenir (108).

IPS e.max ZirCAD dokuz farklı blok boyutunda ve 3 renkte mevcuttur (MO0, MO1, MO2). Küçük bloklar kopingler için ve daha büyükler ise uzun aralıklı köprü alt yapıları veya grup çalışmalar için kullanılır (108).

Avantajlar

- Yüksek güç ve biyouyumluluk
- 900 MPa'dan yüksek güç ve yüksek kırılma sertliği sayesinde uzun gövdeli köprülerin üretimi
- Renklendirilmiş bloklar sayesinde esnek çalışma
- IPS e.max Ceram ile kaplama veya IPS e.max ZirPress ile presleme
- Programat S1'de koordine hızlı sinterleme işlemi
- IPS e.max CAD-on tekniğini kullanırken IPS e.max CAD ile kombinasyon

Endikasyonlar

- Anterior ve posterior restorasyonlar için kron alt yapıları
- Anterior ve posterior bölgeler için 3-12 üyeli köprü yapıları
- İnley köprü yapıları
- Primer teleskop kronlar
- İmplant üst yapıları (tek diş ve köprü yapıları)
- Teleskop kron yapıları (108).

2.4. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme İşlemleri

Dental restorasyonlara uygun şekilde bitirme ve polisaj işlemlerinin uygulanması hem estetik görünüm hem de ağız sağlığı için çok önemlidir. İyi cilalanmış restorasyonlar, gıda artıkları ve patojenik bakterilerin tutunmasına engeller. Posterior oklüzal kontakt alanlarındaki minenin pürüzlülük değeri $0.64\ \mu\text{m}$ 'dir (100). Yapılan restorasyonların da yüzey pürüzlülüğünün bu değere yakın veya altında olması istenir. Bu yüzden bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması önem taşımaktadır. Restoratif materyallerde yüzey bitirme işlemleri farklı şekillerde yapılabilmektedir.

2.4.1. Glaze İşlemi

Glaze işlemi, cilalı bir yüzey sağlamak için glaze tozu ve likitinin karıştırılıp, porselen yüzeyine sürülerek fırınlanması (over glaze) veya porselenin ısıtılarak yüzeyinde doğal glaze tabakası oluşturulması (natural glaze, otoglaze) yöntemleri ile yapılır. Glazürün $50\ \mu\text{m}$ veya daha kalın bir tabaka uygulandığında, kimyasal dayanıklılıkları yeterli bulunmuştur (109).

Hibrit ve kompozit materyallerinde ise homojen bir yüzey elde etmek için ışıkla sertleşen glaze materyalleri mevcuttur. Optiglaze ajanlar, üreticinin talimatları doğrultusunda, materyal yüzeyine sürülerek, fırınlama gerektirmeden ışıkla polimerize edilir. İntraoral ve ekstraoral olarak kullanılabilir. Yüksek akıcılık özellikleriyle yüzeyden daha içerilere ve yüzeydeki mikro çatlaklar ile pörözitelere penetre olarak, elimine edilmesini sağlamaktadır (110).

2.4.2. Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemi

Yüzey bitirme işlemi; restorasyonu bitim sınırlarındaki düzensizliklerin kaldırılması, anatomik konturların oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğünün giderilmesidir. Polisaj ise; bitirme işlemleri aşamasında oluşan çiziklerin ve yüzey pürüzlülüğünün azaltılması ile düzgün, ışığı yansıtan, mineye yakın parlak bir yüzey elde etme işlemidir.

Dış hekimliğinde bitirme ve polisaj işlemlerinin etkinliği bir takım faktörlere bağlıdır:

- Restoratif materyalin tipi (örn: kompozit rezin, poliasit modifiye kompozit rezin kompomer, cam iyonomer, amalgam, porselen-seramik materyaller)

- Restoratif materyal veya aşındırıcının fiziksel özellikleri (örn: sertlik, esneklik, kalınlık, yumuşaklık, pörözite)
- Restoratif materyal ve aşındırıcı arasındaki sertlik farkı
- Aşındırıcı partikül boyutu, miktarı ve şekli
- Aşındırıcı enstrümanın uygulanma hızı ve restorasyon materyaline basıncı
- Aşındırıcı uygulaması boyunca kullanılan kayganlaştırıcılar (örn: su, suda çözünen polimer, gliserol, silikon yağı, vazelin) (111, 112).

Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerinde karbid ve elmas frezler, beyaz taşlar, polisaj lastikleri, polisaj diskleri, bantlar, alüminyum oksit veya elmas içerikli polisaj patları gibi birçok materyal kullanılmaktadır (113).

İdeal polisaj yapılmış bir yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir. Çoğu materyalin kırılğan yapıda olması ve aşındırma sırasında yüzeyinde mikro çatlaklar meydana gelmesi sebebiyle gerçekte bu durumu elde etmek imkansızdır. Polisaj ile ancak fazla büyütmelerde izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur (78). İyi polisaj yapılmış porselen yüzeyin dayanıklılığının glaze yapılmış yüzeyin dayanıklılığı ile aynı seviyede olduğu bildirilmiştir (78, 114). Yüksek seviyede polisaj yapılmış metal seramik ve alüminöz porselenlerin glaze uygulanmış ya da benzer derecede fırınlanan porselenlerden daha dirençli olduğu tespit edilmiştir (115).

Restorasyonlardaki artan direncin yüzey çatlaklarının elimine edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (116). Bu da porselen restorasyonlara polisaj uygulanmasını teşvik edici bir sebeptir (27). Glaze yapılmış porselen yüzeyinin ideal olduğu düşünülse de, nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyallerinde zaman alıcı glaze fırınlanması yerine restorasyon manuel polisaj ile bitirilebilir (117).

Manuel polisaj tekniği ile materyal yüzeyini düzgünleştirmek için en iyi polisaj sistemlerinden bazıları; Sof-Lex bitirme diskleri (3M Espe) ya da Meisinger polisaj kiti'dir (3M Espe) (118).

Uygun bir polisaj tekniği kullanılarak glaze ile elde edilen yüzeylere kıyasla daha düzgün yüzeyler sağlanabileceği de bilinmektedir. Ancak; farklı polisaj sistemleri ile elde

edilen yüzeylerin düzgünlüğünün, kullanılan materyal türüne göre farklılık gösterdiği bildirilmiştir (116).

2.4.3. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Polisaj işlemleri

Restorasyonların yüzeyinde genellikle küçük partikül boyutlu aşındırıcılar ile yapılan yüzey işlemidir (119). Polisaj materyalleri olarak aşındırıcı lastikler, ince partikül emdirilmiş diskler ile şeritler ve ince partiküllü polisaj patları kullanılmaktadır. Dental materyal polisaj aşamaları kaba düzeltme ile konturlama, ara bitirme ve final parlatma olmak üzere üç aşamadan meydana gelir.

Kaba Düzeltme ve Konturlama

Büyük grenli elmas frez, yivli bitirme frezi ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılarak yüzeyin bitirme işlemi için hazır hale getirilmesidir. 100 µm ya da daha büyük partiküllü aşındırıcılar gereklidir. Bu işlem için elmas bitirme frezleri, yivli bitirme frezleri ve bitirme diskleri kullanılır (118).

Ara Bitirme

Kaba düzeltme ve konturlama sırasında oluşan çizik ve yüzey kusurlarının kaldırıldığı pürüzlü yüzeyden pürüzsüz yüzeye ilk geçiş yapıldığı aşamadır. 100 µm'den küçük 15-20 µm'den daha büyük olan diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler veya çok yivli bitirme frezleri kullanılır (120).

Final parlatma

Mineye benzer parlaklıkta yüzeyler elde edilerek çiziklerin gözle görülmez hale geldiği aşamadır. Aşındırıcıların boyutları 0.3-20 µm arasındadır (120).

Polisaj işlemleri için hazırlanan setler, ağız içi ve ağız dışı olmak üzere ikiye ayrılır.

Ağız dışı bitimde ilk olarak kaba bitim için elmas frez, bitirme diski ya da aşındırıcı lastikler kullanılır, lastik polisaj aletleriyle ilk polisaj işlemleri gerçekleştirilir ve en son keçe lastik uçlar veya pamuk fırça ile polisaj patı kullanılarak yüksek parlaklıkta yüzeyler elde edilir (118). Ağız içindeki polisaj işlemi de ağız dışındaki polisaj işlemleriyle aynı sırayla yapılır. Elmas bitirme diskleri, lastik polisaj aletleri ve elmas polisaj patı kullanılır fakat ısı açığa çıkmasını önlemek için sulu çalışılmalıdır (121).

Pöröz bölgeler, yüksek stres yoğunluğu içerir ve bu bölgeler kırık başlatma özelliğine sahiptir ve materyalin gerilme, makaslama kuvvetlerine karşı direncini düşürürler (122). Bu yüzden polisaj işlemlerinin, materyalin bükülme dayanıklılığını önemli ölçüde arttırdığı belirtilmiştir (123).

İyi polisaj yapılmış porselen yüzey ile glaze işlemi uygulanmış yüzeyin dayanıklılığının aynı olduğu bildirilmiştir (116). Yüksek düzeyde polisaj uygulanmış metal seramik ve alüminöz porselenlerin glaze yapılmış porselenlere oranla daha dirençli olduğu bildirilmiştir (115).

Polisaj işlemlerinde; aşındırıcı ile materyal arasındaki sertlik farkı, aşındırıcının büyüklüğü ve şekli, aşındırma hızı ve basıncı, işlemlerin su soğutması altında yapılması bitim ve polisaja etki eden önemli faktörlerdendir (120).

2.5. Gastroözefajial Reflü

Gelişmiş ülkelerdeki popülasyonun yaklaşık %60'ı, yaşamlarında dönem dönem gastrointestinal sistem rahatsızlıklarından yakınmaktadır (124). Gastroözefajial reflü (GÖR) hastalığı, toplumda çok sayıda bireyde görülen ancak ciddi medikal ve dental zararların fark edilmediği bir gastrointestinal sistem rahatsızlığıdır. GÖR alt özefajial sfinkterin uygun olmayan gevşemesi sonucu, mide içeriklerinin özefagusa geri kaçması ile meydana gelmektedir. Mide içeriğinin özefagusa geri gelmesi fizyolojik bir olaydır. Fizyolojik reflü yemek sonrası olur ve kısa sürelidir, semptom vermez ve gece oluşmaz (125). Ancak reflü fizyolojik sınırları aştığı zaman klinik olarak semptomatik hale gelir. 24 saatlik pH ölçümleri ile sağlıklı kişilerde günde ortalama 1 saatlik reflü olabileceği bilinmektedir. Ancak daha uzun süreli oluşan reflü sonucu klinik ve histopatolojik bulgular oluştuğunda GÖR hastalığından bahsedilir (126, 127).

2.5.1. Gastroözefajial Reflü Hastalığının Diş Sağlığı Açısından Önemi

Reflüsü olan bireylerde gastrik içerikler ağız ortamında tüm dental ve periodontal dokularla temasa geçer. Gastrik asit pH'sı yaklaşık olarak 1-1,5 arasındadır. Gastrik asidin periyodik olarak ağız ortamında bulunması, ağız içindeki pH değerinin minenin çözünürlüğü için kritik pH değeri olan 5.5'in altına kolayca inmesinde önemli bir etkindir. Gastrik asidin dişlerde erozyon meydana getirebilmesi için azami 1-2 senelik sürede haftada birkaç kez düzenli olarak dişlerle temas etmesi gerektiği belirtilmektedir (128). Diş sert dokularının bakteri içermeksizin kaybı olarak tarif edilen erozyon, dişte

patolojik, kronik, lokalize ve ağrısız olarak meydana gelir (129). Erozyonun genel belirtisi diş yüzeyinde içbükey bir kayıp şeklinde olmaktadır. Başlangıçta erozyon yüzey cılasının ortadan kalkması şeklinde görülmekte ve sadece mine kuru ve temiz olduğu zaman fark edilmektedir (130). Diş dokusu kaybı sekonder ve tersiyer dentin oluşumuna izin verecek ölçüde yavaş seyrettiği için hassasiyet güvenilir bir bulgu değildir. Ağrı, daha çok ilerlemiş aktif lezyonlardan hızlı bir doku kaybına bağlı olmaktadır (131). Dental erozyonda dişin hassasiyetini etkileyen faktörlerden bazılarının bireye bağlı, bazılarının da tümüyle bireyden bağımsız olduğu bildirilmiştir.

Tükürüğün tamponlama kapasitesi ve dişin asitler karşısındaki çözünabilirliği bireyden bağımsız faktörlere, genel sağlık durumu ve bireyin beslenme alışkanlıkları ise bireye bağlı faktörlere örnek olabilmektedir (128). GÖR nedeniyle oluşan erozyonun şiddeti, gözlenen GÖR'ün süresi ve regürjitasyonun sıklığına bağlı değişmektedir. Hastalarda senelerce süren reflü şikayetlerinde eğer reflü çok sık ya da devamlı değil ise, dental erozyonun oluşumu için yeterli olmayabilir. Bunun yanı sıra kısa bir süredir GÖR şikayeti bulunan bir bireyde, her gün ve günde birkaç kez reflü oluyorsa şiddetli dental erozyon meydana gelebilir (132). Yapılan bir çalışmada, GÖR nedeniyle erozyona en fazla maruz kalan bölgenin üst dişlerin palatinal yüzeyleri olduğu bildirilmiştir. Bu durumu da farinksten ağıza güçlü regürjitasyon sonucu asidin ilk temas ettiği bölge olmasından ve palatal yüzeylerin major tükürük bezlerinden ve dilden uzak olmasıyla ilişkilendirmişlerdir. Erozyona neden olan etkenlerin devam etmesiyle üst premolar ve molarların palatinal yüzeylerinin yanında oklüzal yüzeyleri de erozyona maruz kalmaktadır. Erken dönemde dilin koruyucu etkisine bağlı olarak alt dişler erozyondan etkilenmemektedirler. Ancak bazı şiddetli vakalarda erozyon alt dişlerin oklüzal ve bukkal yüzeylerini de etkileyebilmektedir (124, 133).

Kişisel faktörlere bağlı olarak erozyon lezyonlarının büyüklüğünü ve yayılmasını etkileyebilir. Asidin diş yüzeyleri ile temas süresi, dudak ve yanak hareketleri, yutma alışkanlığı ve tükürük etken faktörlerdir. İlk olarak tükürük eroziv materyali oral floradan temizler veya dilüe eder ve diyet asitlerini tamponlayarak nötralize olmalarını sağlar. Tükürük içindeki Ca ve P etkisiyle, mine diş yüzeyinde bir doygunluk oluşturarak ve diş yüzeyi üzerinde pelikül oluşumunu sağlayarak asit ataklarına karşı diş dokularını korur. Ayrıca eroziv ataklar sonrası oluşan demineralizasyonu remineralizasyona dönüştürmek için gerekli olan F, Ca, P'ı sağlayarak erozyona karşı önemli bir görev üstlenir.

Tükürüğün tamponlama kapasitesi, miktarı ve pH' ısı, bunun yanı sıra minenin kimyasal ve fiziksel özellikleri, dişlerin kontur ve şekli de erozyonda etkili faktörlerdendir (134, 135).

GÖR hastalarından alınan palatal mukoza örneklerinin, sağlıklı olanlarla karşılaştırıldığında palatal epitelyumun histopatolojisinin kontrol grubuna göre varyasyon göstermediği saptanmıştır. Her iki grupta da ortokeratoz, parakeratoz, minimal enflamatuvar yapılar, granüloz tabaka ve bu tabakada seyrek vakuolizasyonlar, epitelyal hiperplazi gözlenmiştir. Reflü şiddeti arttıkça daha fazla etkilenmiş epitelyuma rastlanılmıştır (136). GÖR hastalarında periodontal sağlık durumunun araştırıldığı bir çalışmada, dental erozyon gözlenen bölgelerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde dişeti çekilmesinin varlığı gözlenmiştir (137). Dişlerdeki erozyon, aşınmış dişin karşıt dişe doğru uzaması, diastema oluşumu, vertikal boyut kaybına bağlı olarak derin kapanış ve mandibulanın otorotasyonuna neden olan overjet azalması ve başabaş kapanış gibi patolojik değişimlerle sonuçlanmaktadır (138).

2.6. Bulimia Nervosa

Bulimia nervosa, tıknırcasına yeme ataklarını izleyen, kişinin kendi kendini indükleyerek kusturduğu, kilo alımının engellenmesinin amaçlandığı, uygunsuz davranışlarla karakterize bir hastalıktır. Bulimia nervosaya yönelik yapılan bir insidans çalışmasında 16-20 yaş arası genç kızlarda oran 200/100 000 olarak bulunmuştur (139). Toplumda görülme prevalans tanı kriterlerine göre değişiklik göstermekle birlikte kadın ve genç yaş grubunda, aile öyküsünde yeme bozukluğu tanısı alan birinci dereceden yakınları bulunanlarda daha sık görülmektedir (140). Sonuçları ve gelişen komplikasyonlar açısından ciddi riskler taşıyan bulimia nervozanın kadınlarda erkeklere oranla on kat daha sık görüldüğü belirtilmektedir (141).

2.6.1. Bulimia Nervosa Hastalığının Diş Sağlığı Açısından Önemi

Bulimia hastalığında bireylerin düzenli olarak kusmaya maruz kalmalarının ve ağız ortamında pH' ının asidik değerlere inmesine bağlı olarak karakteristik erozyon paternleri gözlemlenir. Özellikle üst çene kesici dişlerin damak yüzeylerinde ve alt çene dişlerinin çiğneyici yüzeylerinde yıkım alanları izlenmektedir (142). Bu grup bireyler için diş rehabilitasyonu, vakanın ciddiyetine bağlı olarak direk veya indirek restorasyonları içerebilir. Protetik rehabilitasyon açısından kullanılan farklı restorasyonlarının

performansı ve restoratif materyalin bozulması gibi dezavantajlara bağlı olarak kullanılacak materyalin önemi büyüktür. Özellikle kraniyofasiyal bozukluklar, çiğneme etkinliğinin azalması, çiğneme kaslarının yorgunluğu, dikey boyuttaki değişiklikler ve estetiğin bozulması gibi çeşitli sonuçlar ortaya çıkmaktadır (143, 144). Rezin nanoseramikler bu hastaların rehabilitasyonu için düşünülen materyallerden biridir ve bu nanoseramikler, yüksek yoğunlukta inorganik seramik dolgu maddeleri ve metakrilat monomerler içeren yeni nesil restoratif ürünleridir. Bu güncel rezin kompozit grubu, CAD/CAM sistemleri ile inleyler, onleyler, veneerler ve tam kronlar için kullanılabilir (145, 146).

2.7. Bakteri Adezyonu

2.7.1. Dental Pelikül

Dental pelikül ilk keşfedildiğinde embriyojenik kökenli olduğu iddia edilmiştir. 1900' lü yıllara gelindiğinde is pelikülün diş sürdükten hemen sonra geliştiği anlaşılmıştır [119]. Aslen dental pelikül profesyonel diş temizliğinden hemen sonra oluşup, glikoproteinler (müsin), immunoglobülinler ve çeşitli karbonhidratlar içeren bir yapıyı tanımlamaktadır. Pelikül, organik bir mine örtücü olup görevi mineyi asit ya da abrazyon gibi dış etkenlere karşı korumaktır (147).

Pelikül diş yüzeylerinde gelişebildiği gibi ağız içerisindeki restorasyonlarda da gelişebilir. Bununla birlikte, dental pelikülün protein bileşimi, bulunduğu diş bölgesine, sert yüzeylerin kimyasal özelliklerine ve serbest yüzey enerjisine göre değişebilir. Diş yüzeyinde oluşan pelikül, mineyi aside bağlı demineralizasyon etkisine karşı koruyan bir difüzyon bariyeri olarak işlev görür. İçeriğindeki prolinden zengin polipeptitler, fibrinojen, lizozim ve müsin gibi yüksek moleküler ağırlıklı proteinler bakteriyel adezyonda spesifik reseptör olarak görev alarak diş ve restorasyonların üzerine bakterilerin tutulumuna yardımcı olup plak formasyonunda rol alırlar (148, 149).

2.7.2. Mikrobiyal dental plak ve oluşumu

Mikrobiyal dental plak diş, dil, dudak ve yanağın mekanik olarak tam temizlenemeyen yüzeylerine yerleşen beyaz-sarı ya da beyaz-gri renkli organik birikintilerdir. Dental plaklar %60-70 bakteri hücrelerinden, tükürük polimerlerinden, ölü hücrelerden, bakteriyel ekstraselüler ürünlerden ve besin artıklarından oluşmaktadır. Dental plak, diş yüzeyine tutunmuş kompleks mikroorganizma toplulukları olarak

tanımlanmaktadır ve bu yapısıyla biyofilm yapısı ile benzerlik göstermektedir. Bu nedenden dolayı plak, artık biyofilm olarak değerlendirilmektedir (150, 151).

2.7.3. Streptokok Mutans

Clarke 1924 yılında, diş çürüğünden izole ettiği gram (+) bakterilerde, değişken koloni yapısı gözlemlemiştir. Mutasyon (Mutant) adı verilen bu durum; hücre çekirdeğindeki DNA dizilimlerinde ve heliks yapısındaki bozulmalar meydana gelmesiyle canlının fizyolojik, biyolojik ve kimyasal özelliklerinde gözle görülür değişimlerin ortaya çıkmasıdır. Bu nedenle söz konusu bakteriye, *S.mutans* ismi verilmiştir (152).

Demografik ve sosyal özelliklerine bakılmaksızın hemen herkeste dişlerin ağızda görüldüğü andan itibaren adezyon sağlayan *S.mutans*, diş çürüğünün oluşmasında en büyük etkiye sahip mikroorganizmadır (153). Aktif çürüğü bulunan hastalarda, plak florasının en baskın bakterisidir (154). Plağın erken döneminde, mikroorganizmaların neredeyse %50'sini oluşturmaktadır. Fermente olabilen karbonhidratları hızlı şekilde metabolize edebilmenin yanı sıra, ihtiyacı olan aminoasitleri de üretebilmektedir (155). Oluşan asitlere karşı da yüksek toleransa sahiptir (156). Bu özellikleriyle tutunduğu dokunun savunma mekanizmasına karşı koyabilmektedir. Ağız florasında mevcut olan mikroorganizmaların birçoğuyla da rekabet içerisinde (157). Streptokok bakterileri üzerine yapılan çalışmalarda; bu bakteri grubunun ağız florasında bulunan diğer mikroorganizmalara göre daha çok bakteriyosin ürettiği gösterilmiştir. Bakteriyosin diğer bakterilerin gelişimini engelleme özelliğine sahip antimikrobiyal bir maddedir (158).

2.7.4. Bakteri Adezyonuna Etki Eden Faktörler

Mikrobiyal dental plağın oluşumunun ilk aşaması olan pelikül, bakterilerin plak oluştururken tutunabilecekleri bir yüzey olarak görev alır. Pelikülün içeriği prolinden zengin proteinler, glikoproteinler, histidinden zengin proteinler, enzimler (örneğin; alfa-amilaz), fosfoproteinler (örneğin; staterin), ve bakteri için adezyon görevi yapabilecek diğer molekülleri içeren çok sayıda bileşenden oluşmaktadır. Pelikül öncül proteinleri denilen, hidroksipatite yüksek afiniteye sahip fosfoproteinler, diş yüzeyine ilk tutunan moleküllerdir. Bakteriyel adezyon, pelikül ile kaplanmış bakteri ile pelikül ile kaplanmış diş yüzeyi arasında meydana gelmektedir. Buna bağlı olarak bakteri ve pelikülün fizikokimyasal özelliklerinden etkilenir. Pelikülün yüzey yapısı, alttaki sert yüzeyin

fiziksel ve kimyasal özelliklerine büyük ölçüde bağlıdır. Alttaki sert yüzeyin özellikleri pelikül tabakaları boyunca iletilir ve böylece başlangıç bakteri adezyonunda etkisi olur (159, 160).

Tükürükle kaplanmış yüzeyde zamanla meydana gelen değişimler ve bu değişimlerden yüzeye tutunan mikroorganizmaların etkilenmesi sebebiyle tükürüğün kompozisyonu önem arz etmektedir. Tükürük proteinlerinin bakterinin türüne bağlı olarak bakteriyel adezyonu arttırabileceği ya da azaltabileceği bilinmektedir. Bu durumda tükürükle kaplı yüzeyin gösterdiği değişim ve bu değişimin yüzeye biriken mikroorganizmaları ne oranda etkilediği önemlidir. Ayrıca tükürük yapısı; bakteri yoğunluğunun kritik noktaya gelindiğinin belirlenmesini sağlayan kimyasal haberciler taşımaktadır. Kritik noktaya geldikten sonra üreme başlamakta ve biyofilm kalınlaşarak antimikrobiyal ajanlara karşı dirençli bir hal almaktadır (160, 161).

Mikrobiyal dental plak yüzey yapısına bağlı olarak öncelikle mine üzerinde pit ve fissürler gibi retantif alanlara tutunmaktadır. Yapılan çalışmalarda pürüzlü yüzeydeki bakteri adezyonunun iyi cilalanmış pürüzsüz yüzeyden fazla olduğunu bildirilmiştir (158). Karmaşık topografi ve artmış yüzey pürüzlülüğü bakteriler için düzgün yüzeylerden daha yüksek bir afinite göstermektedir. Bu yüzeylerde biyofilmin mekanik fırçalamayla tamamen uzaklaştırması da zor olmaktadır. Biyofilm oluşumunda yüzey enerjisinin de önemli olduğu bildirilmiştir. Pürüzlü yüzeylerin yüzey enerjisinin fazla olması nedeniyle plak oluşumuna daha yatkın olduğu belirtilmektedir. Mikrobiyal dental plak düşük yüzey enerjisine sahip yüzeylere, yüksek yüzey enerjisine sahip benzer yüzeylere göre daha az adezyon göstermektedir. Fakat yüzey pürüzlülüğünün yalnızca erken biyofilm adezyonunu etkilediği ve olgunlaşma sonrası yüzey pürüzlülüğünün biyofilme etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Aynı zamanda hidrofobik yapıdaki maddelerin biyofilm oluşumunu hızlandırdığı, ağız içindeki pekçok bakterinin de hidrofobik yüzey özelliklerine sahip olması biyofilm oluşumunu artırdığı bildirilmektedir (159).

Son yıllarda materyallere antibakteriyel ajanlar katılarak bakteriyel adezyonun azaltılması yönünde çalışmalar yapılmaktadır. Dental materyallere %5-30 oranında antimikrobiyal bileşik ya da madde eklenmesi önerilmiştir. Fakat yüksek oranda antimikrobiyal ajan kullanımı, biyoyumluluk ve dayanıklılık gibi önemli faktörler

üzerinde materyalin dayanıklılığını azaltmaktadır. Amalgam, altın ve bileşikleri gibi materyallerin salgıladıkları iyonların; cam iyonomer simanların da salgıladıkları floridin yapışan bakterinin üremesini ve canlılığını engellediği belirtilmektedir. Bununla birlikte, yüzeyinde biyofilm oluşan restoratif materyallerde, pürüzlülük artmaktadır ve materyallerin mikrosertliklerinin azalması nedeni ile yüzey bozulmaları gözlenmektedir (20, 24, 164).

Bakteri adezyonunda diyetle alınan gıdaların da önemi vardır. Gıdalarla alınan şeker gibi disakkarit yapıdaki şekerler ağız içerisinde biyofilm oluşumu için besin kaynağını sağlamakta, fazla oranda bulunduğu ortam pH'sını düşürmekte ve *S. mutans* sayılarının yükselmesine neden olmaktadır. Diyetteki diğer mono-disakkaritlerin de mikrobiyal dental plak gelişimi için besin kaynağı olduğu bilinmektedir (165).

2.7.5. Biyofilm Değerlendirme Yöntemleri

Biyofilm testleri; biyofilm içerisindeki mikroorganizmaların sayısı, türü ve alt türleri, mikrobiyal popülasyonun canlı olup olmadığı, popülasyonun katmanlarını, biyofilmlerin genel yapısı ve yüzey topografisi gibi faktörleri analiz etmek ve değerlendirmek için kullanılır. Biyofilm deneylerinde; mikrobiyolojik kültür teknikleri (koloni sayım tekniği), kolorimetrik teknikler (MTT tekniği), mikroskopik teknikler, fiziksel yöntemler, biyokimyasal yöntemler ve moleküler yöntemler gibi birbirinden farklı teknikler uygulanır (166).

2.7.5.1. Mikrobiyal Kültür Teknikleri

Bir yüzeyde tutunan bakteri kolonilerini değerlendirmek için direkt olarak sayılmasını gerektiren tekniktir. Sayılan bakterilerin miktarı koloni oluşturan birim (cfu) olarak ifade edilir. Cfu ölçümü ile bir yüzeye tutunan veya biyofilm içerisinde büyüyen canlı bakterilerin sayısı hakkında değerlendirme yapılabilir. Bu teknikle sadece koloni oluşturmak için belirli hızda bölünen ve kullanılan kültür ortamı bu durumu destekleyen bakteriler hakkında bilgi edinilir. Santrifüj gibi çeşitli tekniklerle biyofilmin yüzeyden uzaklaştırılması sağlanır. Bu durumda koloni oluşturan birim olarak üst kısmında kalan bakteriler değerlendirmeye alınırlar (167).

Kolorimetrik Teknikler

Biyofilmin içerisindeki bakterilerin boyayı hücre içerisine alması ile belirlenen yarı nicel bir tekniktir. Bakteriyel biyofilm kristal violet ile boyandıktan sonra, alkol veya sodyum dodesil sülfat (SDS) ile ayrıştırılır. Ayrışan boyanın yoğunluğu spektrofotometre ile ölçülür. Kolay ve hızlı bir yöntemdir. Fakat optik yoğunluk derecelendirilmesi hatalara yol açabilir. İn vitro biyofilm üretmek için kullanılan aletlerin standardizasyonunun yapılmaması da hatalı sonuçlara neden olabilir. Zayıf biyofilmlerde hatalı sonuçlar verebilir (168).

Mikroskopik teknik

Mikroskoplar, bakteriyel hareketlerin ve adezyonun gözlemlenmesi için kullanılan direkt metotlardandır. Adezyon gösteren her hücrenin niceliği, bakteri ile kaplanan materyal yüzey alanının oranı, bakterilerin tipi, canlılığı, dağılımı, bakteriyel adezyon çalışmalarında mikroskoplar aracılığıyla saptanan başlıca parametrelerdir. Işık mikroskobu, floresan mikroskobu, konfokal lazer tarama mikroskobu (CLSM), taramalı elektron mikroskobu, atomik kuvvet mikroskobu ve faz-kontrast mikroskobu ile bakteriyel adezyonun değerlendirilmesi mümkündür. Bu yöntemde bakteriler floresan veya floresan olmayan boyalarla boyanır. Bu yöntemin dezavantajı örnek hazırlarken fiksasyon, dehidratasyon gibi basamakların olmasıdır. Bu basamaklar orijinal plak yapısını etkileyebilir (169, 170).

Biyofilmlerin görüntülenmesinde kullanılan en güncel mikroskopik tekniklerden biri de CLSM' dir. CLSM ile bir floresan boya kombinasyonunun kullanılması, in vitro biyofilm analizi için normal kullanım haline gelmiştir. Canlı/ölü bakteriyel canlılık kiti iki bileşenli boyadan (SYTO 9 ve Propidyum İyodür) oluşur. Boyalar, üreticinin talimatları izlenerek biyofilm bakterilerini boyamak için kullanılır. CLSM incelemesi altında ölü hücreler kırmızı, canlı hücreler yeşil olarak görünür. Örnekler uygun floresan teknik ile boyanabilirse canlı ve ölü organizmaların analizi yapılabilir. Ayrıca 50-200 µm kalınlığındaki biyofilmlerin analizi de yapılabilir (166).

Fiziksel Metotlar: Kalınlık, Ağırlık, Alan, Yoğunluk Ölçümleri

Biyofilm büyümesini ölçmek için biyofilm kalınlığı, alanı ve yoğunluğ gibi temel fiziksel parametreleri kullanılır. Işık mikroskobu ile kalınlık ölçümü genellikle ince biyofilmlerde etkilidir. Bu yöntemde biyofilm, ince kontrol üzerinde kalibrasyon

ölçekleri bulunan bir mikroskoba yerleştirilir ve biyofilm yüzeyi odakta oluncaya kadar objektif indirilir ve mikroskobun ince ayar kadranının ayarı kaydedilir. İnce kadran ayarlarındaki fark, kalınlığı hesaplamak için kullanılabilir (171). Biyofilm yaş ağırlığı biyokütlenin büyümesini ölçmek için kullanışlı bir ölçümdür ve çok basit ve hızlı bir prosedürdür. Substrat, biyofilm büyümesinden önce tartılabilir ve ardından kuru biyofilm ağırlığını ölçmek için temizlenip kurutulduktan sonra tekrar tartılır (172).

Biyokimyasal metotlar

Mikrobiyal biyokütle, belirli bir alandaki toplam mikroorganizma sayısını ifade eder. Mikrobiyal biyokütlenin ölçümü hızlı ve pratik bir yöntem olarak kabul edilir ve tüm biyofilmin ıslak veya kuru ağırlığının ölçümlerini, hücre içeriklerinin ölçümlerini, hücresel faaliyetlerin veya canlı hücrelerin ölçümlerini kapsamaktadır. Adenozin trifosfat (ATP) biyoluminesansı, bir bakteri popülasyonunun metabolik aktivitesini belirlemek için yaygın olarak kullanılır. Bu teknikte belirlenen ATP'yi salmak için hücre liziz aşaması gerekir (173). Bununla birlikte, liziz oranının ve ATP içeriğinin mikroorganizmaya bağlı olarak değiştiği unutulmamalıdır. Bu nedenle, ATP deneyi, mikrobiyal hücre sayısı ile ilişkilendirilemez (174).

Moleküler Biyolojik Metotlar

Bu yöntemin ilk amacı, bakteri adezyonunu ve biyofilm oluşumunu etkileyen faktörleri araştırmak için standart testler geliştirmektir. Mikroarray analizi ve tanımlanmış düzenleyici mutantların kullanımı, biyofilm gelişimini incelemek için önemli araçlar olmuştur. Diğer bir araç ise; daha az patojenik organizmalarda bakteriyel virülans faktörlerinin klonlanması, bakteriyel faktörlerin biyofilm aracılı enfeksiyonlardaki rolünü değerlendirmektir (175).

Bakteriyel adezyon ve biyofilm oluşumunun moleküler temelli analizleri yapıldığında, bakterilerin uygun laboratuvar koşullarında geliştiğinin farkına varmak önemlidir. Bu koşullar, bakteri hücreleri için standart bir protokol veya klinik olarak gerçekçi bir durum olmayabilir. Bu tür deneyler deney grupları arasında göreceli bir karşılaştırma için kullanılabilmesine rağmen, laboratuvarlar ve in vivo şartlar arasında veri eşitsizliği olasılığı meydana getirir (175).

Çok Yönlü İleri Teknikler

AFM son zamanlarda bakteri hücreleri ve bakteri hücreleri ile substratlar arasındaki etkileşim streslerini incelemek için kullanılmıştır (176). AFM ucu substrata yaklaştıkça ve etkileşim halindeki cisimler arasındaki boşluk nanometre aralığına yaklaştıkça, gelişen etkileşim kuvvetleri cihaz tarafından kaydedilir (177). AFM ayrıca bakteriler ve substratlar arasındaki etkileşim streslerini ölçmek için kabul edilen bir araç haline gelmiştir (178). Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) ise olgun biyofilm yapılarının kimyasal bileşimini karakterize etmek için kullanılmaktadır. Bir FTIR spektroskopik analizinde, kızılötesi radyasyon bir test numunesi ile etkileşime girer. Bu etkileşim sırasında, kızılötesi radyasyonun bir kısmı substrat tarafından emilirken bir kısmı substrat aracılığıyla iletilir. Ortaya çıkan spektrum, moleküler düzeyde absorpsiyon ve iletimi temsil eder. FTIR spektroskopisi, bir biyofilm yapısı üzerindeki kimyasal bileşenlerin kalitatif ve kantitatif analizi için kullanılabilir (179).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Mikrobiyoloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Tez çalışması Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje kodu: TDH-2020-9252).

Tez çalışması sırasıyla belirtilen aşamalardan oluşmaktadır:

- Örneklerin toplanması ve hazırlanması
- Örneklerle yüzey işlemlerinin uygulanması
- Gastrik asit solüsyonunun hazırlanması
- Örneklerin gastrik asit solüsyonuna maruz bırakılması
- Bakteri inokülasyonu öncesi örneklerin hazırlanması
- Bakteri süspansiyonunun hazırlanması ve örneklerin inokülasyonu
- *S. mutans* miktarının belirlenmesi
- Verilerin istatistiksel analizi

3.1. Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması

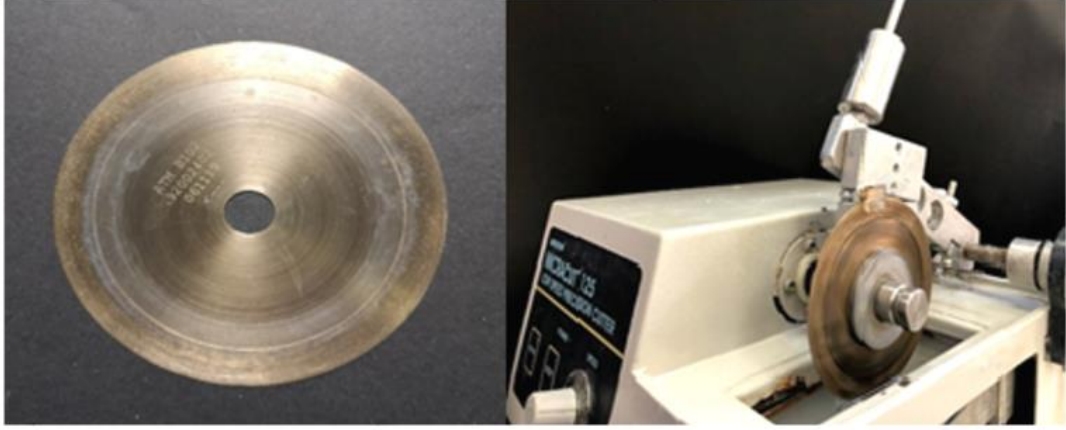
Çalışmada kullanılan veneer materyalleri Tablo 3'de gösterilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan veneer materyaller

Materyal	Materyalin tipi	Yapısı	Üretici Firma
Vita Enamic	Polimer infiltre seramik ağ	%86 cam seramik, %58-63 SiO ₂ %20-23 Al ₂ O ₃ %9-11 Na ₂ O %4-6 K ₂ O %0-1 ZrO ₂ %14 Polimer (UDMA, TEGDMA)	Vita Zahnfabrik, Almanya
Vita Suprinity	Lityum silikat ve Zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş cam seramik	%56-64 SiO ₂ %1-4 Al ₂ O ₃ %15-21 Li ₂ O %8-12 ZrO ₂ %1-4 K ₂ O	Vita Zahnfabrik, Almanya
Cerasmart	Nanoseramik	29% Bis-MEPP, UDMA, DMA 71% Silica (20 nm), barium glass (300 nm)	GC Dental Products, A.B.D
Lava Ultimate	Rezin nanoseramik	%80 seramik matriks (20 nm silika, 4-11 nm %20 zirkonya silika-zirkonya nanopartikül demetleri) %20 rezin matriks (UDMA, BisGMA, TEGDMA, BisEMA)	3M Espe, St. Paul Minneapolis, A.B.D
IPS e.max ZirCAD	Yttrium-stabilize zirkonyum oksit	%88- 95,5 ZrO ₂ %>4,5-≤ 6.0 Y ₂ O ₃ %≤5.0 HfO ₂ %≤1.0 Al ₂ O ₃ %≤1.0 Diğer oksitler	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Çalışmamızda Vita Enamic, Vita Suprinity, Cerasmart, Lava Ultimate ve ZirCAD CAD/CAM bloklarından 5x5x1mm boyutlarında örnekler elde edildi. Örneklerin hazırlanması için, porselen kesimine uygun üretilmiş elmas kaplı hassas separe disk (Diamond cut-off wheel B100x0.3/10x12.7mm/ ATM Qness GmbH, Mammelzen, Almanya) (Resim 1) kullanıldı. Bloklar; düşük devirde hassas kesme cihazı (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye) ile su soğutması altında kesildi (Resim 1). IPS e.max ZirCAD CAD/CAM bloklarından, sinterizasyon sonrası %20 oranında büzülme hesaba katılarak örnekler bu orana uygun olacak şekilde daha büyük

elde edildi ve sinterizasyon sonrası diğer gruplara benzer boyutlar elde edilerek standartizasyonu sağlandı.

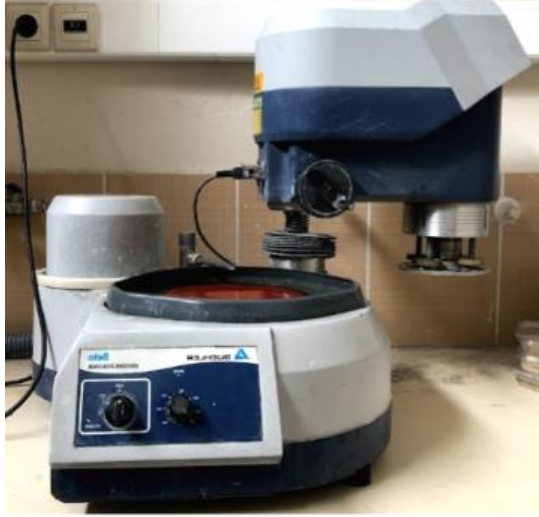


Resim 1. Elmas kesme diski ve Microcut 125 kesim cihazı

Örneklerin kenarlarındaki çapaklar seramik bitim frezi ile düzeltildi (Resim 2). Tüm örneklerin her iki yüzeyi zımpara cihazında (English Abrasives, London, England) sırası ile 240, 400, 800, 1000 ve 1200 gritlik kağıt aşındırıcılar ile zımparalandı (Resim 3). Tüm numunelere her bir aşındırma kağıdında 15 sn. süre şeklinde parmak basıncı uygulandı. Ardından bütün örnekler basınçlı buharla temizlendi.



Resim 2. Örnek kenarlarının seramik bitim freziyle düzeltilmesi



Resim 3. Zımpara cihazı

Hazırlanan örnekler boyutsal standardizasyonun kontrolü amacı ile dijital bir kumpas (Shan, Çin Halk Cumhuriyeti) ile ölçüldü ve final kalınlıkları $1 (\pm 0.02)$ mm olacak şekilde ayarlandı (Resim 4).



Resim 4. Dijital kumpas ile kalınlık ölçümü

3.2. Örnekler yüzey işlemlerinin uygulanması

Çalışmada kullanılan 5 farklı materyalden elde edilen örnekler gastrik aside maruz kalacaklar ve gastrik asit uygulanmayacaklar (kontrol grubu) şeklinde rastgele 2 eşit

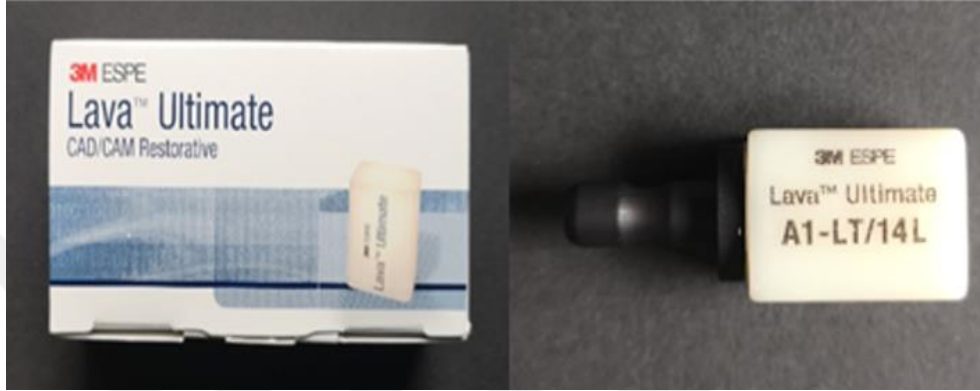
gruplara dağıtıldı. Daha sonra her materyal farklı 2 yüzey işlemi (polisaj (P) veya glaze (G)) için tekrar rastgele 2 alt gruba ayrıldı. Böylece çalışmada n=8 olacak şekilde, toplamda 160 adet örnek kullanıldı. Çalışma grupları Tablo 4’ de gösterildi.

Tablo 4. Çalışma grupları

Kullanılan materyal	Yüzey işlemleri	Gastrik asit uygulaması	Gruplar
Vita enamic (EN)	Polisaj (P)	Kontrol	EN _P
	Glaze (G)		EN _G
	Polisaj (P)	Gastrik asit uygulanmış (G)	EN _P -G
	Glaze (G)		EN _G -G
Vita suprinity (SP)	Polisaj (P)	Kontrol	SP _P
	Glaze (G)		SP _G
	Polisaj (P)	Gastrik asit uygulanmış (G)	SP _P -G
	Glaze (G)		SP _G -G
Cerasmart (CS)	Polisaj (P)	Kontrol	CS _P
	Glaze (G)		CS _G
	Polisaj (P)	Gastrik asit uygulanmış (G)	CS _P -G
	Glaze (G)		CS _G -G
Lava ultimate (LU)	Polisaj (P)	Kontrol	LU _P
	Glaze (G)		LU _G
	Polisaj (P)	Gastrik asit uygulanmış (G)	LU _P -G
	Glaze (G)		LU _G -G
IPS e.max ZirCAD (ZC)	Polisaj (P)	Kontrol	ZC _P
	Glaze (G)		ZC _G
	Polisaj (P)	Gastrik asit uygulanmış (G)	ZC _P -G
	Glaze (G)		ZC _G -G

3.2.1. Lava Ultimate Grupların Oluşturulması

Bölüm 3.1.'de belirtilen şekilde düşük hızlı kesme cihazında hazırlığı tamamlanan örnekler (Resim 5,6), yüzey bitirme işlemleri uygulamak üzere rastgele 2 alt gruba ayrıldı.



Resim 5. Lava Ultimate blok



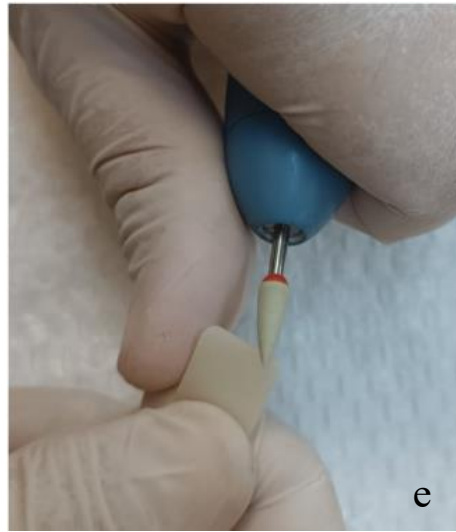
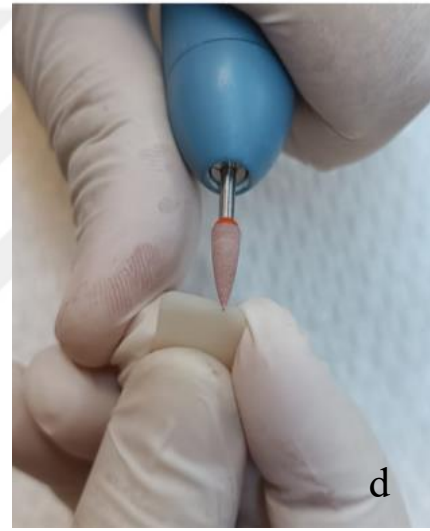
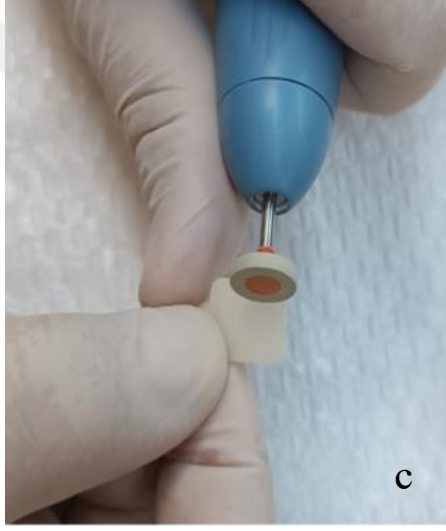
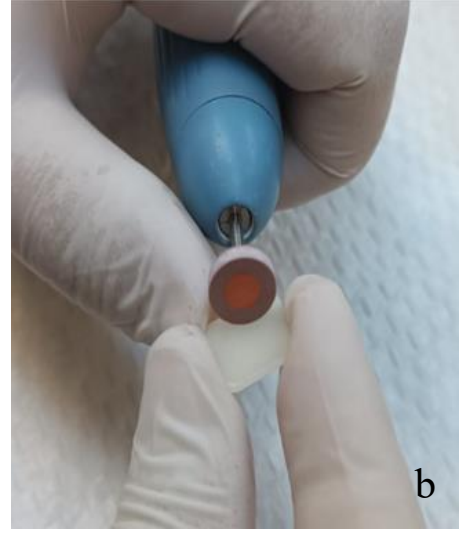
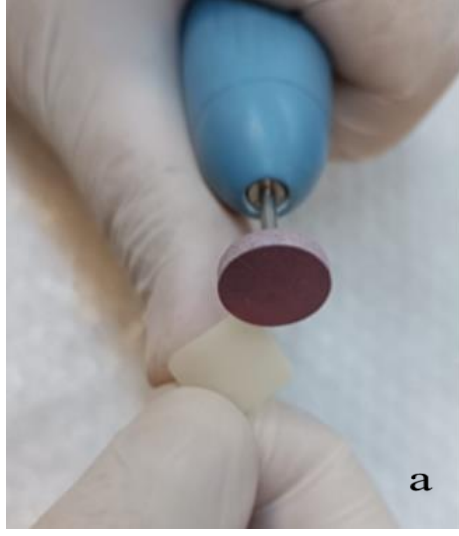
Resim 6. Lava Ultimate örnekler

3.2.1.1. Lava Ultimate Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

LU örneklerin manuel polisaj işlemleri için, üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun bir polisaj seti seçildi (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) (Resim 7) ve farklı gren boyutları talimatlara uygun olarak örneklerin tüm yüzeyine uygulandı. Bu amaçla 100 µm ve daha büyük partiküllü aşındırıcılar kullanıldı. Bu işlemde lokal ısı artışlarını önlemek için minimal basınç uygulamaya özen gösterildi ve sonrasında ara bitirme aşamasına geçildi. Bu aşamada, 100 µm'den küçük 15-20 µm'den daha büyük aşındırıcılar kullanıldı. Final parlatma aşamasında ise, restorasyon yüzeyinde meydana gelen küçük çizikleri ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmak üzere polisaj işlemi uygulandı ve pürüzsüz bir yüzey sağlandı (Resim 8). Final parlatma işlemleri için, partikül boyutları 0.3-20 µm olan, uygun enstrümanlar kullanıldı. Yüksek parlaklıkta materyal yüzeyi elde edebilmek için polisaj patı (GC diapolisher paste) kıl fırça ve pamuk fırça yardımıyla uygulandı (Resim 9). Her bir enstrüman 60 saniye süreyle kullanıldı. Tüm işlemler aynı klinisyen tarafından, mikromotor ve klinik piyasemen vasıtasıyla ve minimal basınç uygulanarak gerçekleştirildi. İşlemler öncesi aşındırıcıların partikül boyutları detaylı olarak incelendi ve gerekli görüldüğünde enstrümanlar yenilendi. Manuel polisaj işlemleri tamamlanan örnekler, ultrasonik temizleyicide 10 dk süreyle temizlendi.



Resim 7. Meisinger polisaj seti



Resim 8. a-e: LU örneklerin düzenlenmesi ve polisajının yapılması



Resim 9. GC Diapolisher polisaj patı ve pamuk fırçanın kullanılması

3.2.1.2. Lava Ultimate Glaze Grubunun Oluşturulması

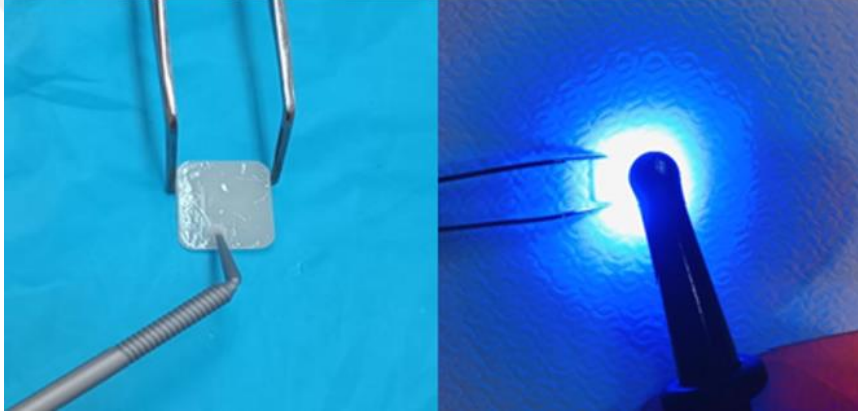
Glaze işlemi için, üretici firmanın talimatları çerçevesinde öncelikle, ince grenli (20 μ m) sarı bantlı elmas frez (Komet, Brasseler GmbH&Co. KG, Lemgo, Almanya) ile örnek yüzeyi pürüzlendirildi ve ardından yüzeye, küçük bir fırça yardımıyla bond (3M Single Bond Universal adhesive, 3M Espe) (Resim 10) uygulandı. 5 sn süreyle hava ile kurutularak bond materyalinin ince bir tabaka halini alması sağlandı. 40 sn boyunca 350-500 nm dalga boyundaki LED ışık cihazı (VALO, Ultradent products, A.B.D) uygulandı (Resim 11). Son olarak, tüm yüzeye ışıqla polimerize olan glaze materyali (Optiglaze TM, GC) (Resim 12) homojen bir tabaka halinde sürülerek, 40 sn süre ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi (Resim 13).



Resim 10. Sarı bantlı frez ile yüzey pürüzlendirme ve örnek yüzeyine bond uygulanması



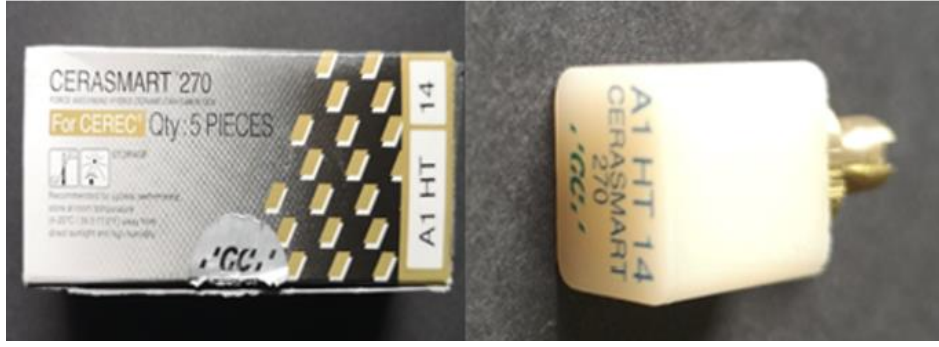
Resim 11. Optiglaze color GC



Resim 12. Yüzeye glaze uygulaması ve glaze ajanının ışınlanması

3.2.2. Cerasmart Grupların Oluşturulması

Bölüm 3.1.'de belirtilen şekilde hazırlığı tamamlanan CS örnekler (Resim 14,15), yüzey bitirme işlemleri uygulamak üzere 2 alt gruba ayrıldı.



Resim 13. Cerasmart blok



Resim 14. Cerasmart örnekler

3.2.2.1. Cerasmart Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

Bu gruptaki örnekler, bölüm 3.2.1.1.'de belirtilen prosedürlere benzer şekilde işlemler uygulanarak manuel polisaj yapıldı ve CS_P grubu oluşturuldu.

3.2.2.2. Cerasmart Glaze Grubunun Oluşturulması

İlk olarak örnekler, üretici firma talimatları doğrultusunda 25-50 µm alüminyum oksit tozu ile intraoral kumlama cihazı (CoJet, 3M Espe) kullanılarak kumlandı (Resim 16). Kumlama sonrası ultrasonik temizleyicide temizlenen örnekler, seramik primer (Ceramic Primer II, GC) tüm yüzeylere uygulandı. Son olarak ışık ile sertleşen glaze

materyali (Optiglaze TM, GC), daha önceden belirtildiği gibi, bir fırça yardımıyla örnek yüzeyine homojen bir tabaka halinde tek kat olarak sürüldü ve 40 sn süre ile LED ışık cihazı ile polimerize edildi.



Resim 15. Örnek yüzeylerine kumlama işlemi uygulama

3.2.3. Vita Enamic Grupların Oluşturulması

Bölüm 3.1’de belirtilen şekilde hazırlığı tamamlanan EN örnekler (Resim 17,18), yüzey bitirme işlemleri uygulamak üzere 2 alt gruba ayrıldı.



Resim 16. Vita Enamic blok



Resim 17. Vita Enamic örnekler

3.2.3.1. Vita Enamic Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

Bu gruptaki örneklere, bölüm 3.2.1.1’de anlatılan prosedürler uygulanarak manuel polisaj yapıldı ve ENp grubu oluşturuldu.

3.2.3.2. Vita Enamic Glaze Grubunun Oluşturulması

Üreticinin talimatları doğrultusunda, örnek yüzeyleri %5 hidroflorik asit jeli (Vita ceramics etch, Vita Zahnfabrik) ile 60 sn asitlendi. Hava su spreyi ile 15 sn boyunca nazıkçe temizlendi. Daha sonra, glaze materyali (Optiglaze TM, GC), temiz fırça yardımıyla tüm yüzeye tek kat olarak sürüldü. Son olarak, glaze materyali daha önce anlatıldığı gibi polimerize edildi.

3.2.4. Vita Suprinity Grupların Oluşturulması

SP materyalinden hazırlanan örnekler (Resim 20,21), prekristalize durumda iken, bölüm 3.1’de belirtilen şekilde düşük hızlı kesme cihazında hazırlandı. SP grubundaki tüm örneklere üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Tablo 5), porselen fırınında (Ivoclar Programat P 310, Ivoclar Vivadent) kristalizasyon işlemleri gerçekleştirildi (Resim 19). yüzey bitirme işlemleri uygulamak üzere 2 alt gruba ayrıldı.

Tablo 5. Vita Suprinity için kristalizasyon fırınlaması değerleri

B (°C)	S (min.)	t (°C/min.)	T (°C)	H (min.)	Vac.1(°C)/ Vac.2(°C)	L (°C)	tL
400	4000	55	840	800	410/839	680	0

(B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi HR: fırın sıcaklığının 1 dk' daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama sıcaklığı L: uzun süreli soğutma).



Resim 18. Kristalizasyon fırını ve kristalize olan SP örnekler



Resim 19. Vita Suprinity blok



Resim 20. Vita Suprinity örnekler

3.2.4.1. Vita Suprinity Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

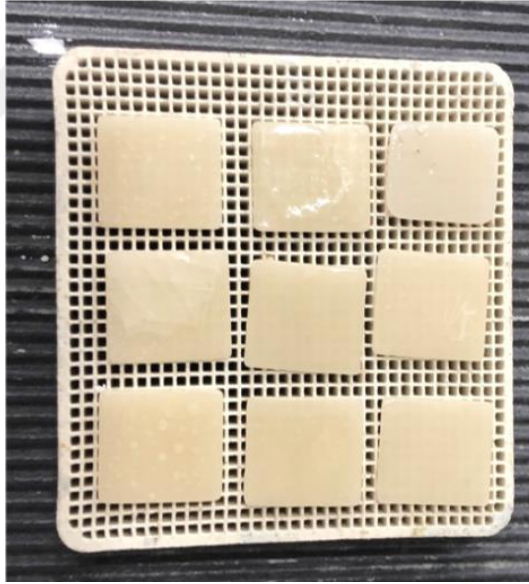
Kristalizasyonu tamamlanan SP manuel polisaj grubundaki örneklerle, bölüm 3.2.1.1’de belirtilen prosedürler uygulanarak, manuel polisaj seti ile (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) cila işlemleri uygulandı. Ultrasonik temizleme işlemi tekrarlandı.

3.2.4.2. Vita Suprinity Glaze Grubunun Oluşturulması

Pürüzsüz bir materyal yüzeyi elde etmek için, firmanın önerdiği prosedür doğrultusunda, uygun miktar glaze tozu (Vita Akzent Plus Glaze Powder, Vita Zahnfabrik) ve likiti (Vita Akzent Plus Glaze Fluid, Vita Zahnfabrik) bir spatül yardımıyla karıştırılarak, elde edilen macun kıvamındaki karışım örneklerin yüzeyine temiz bir fırça yardımıyla uygulandı (Resim 22). Ardından glaze fırınlaması gerçekleştirildi (Resim 23) (Tablo 6).



Resim 21. Vita Suprinity yüzeyine glaze uygulaması



Resim 22. Porselen fırınında glaze uygulanmış Vita Suprinity örnekler

Tablo 6. Vita Suprinity materyali için glaze programı

B (C°)	S (Dakika)	t (C°\ Dakika)	T (C°)	H (Dakika)	V₁ (C°)	V₂ (C°)	L (C°)	t_L
400	04: 00	80	780	01: 00	0	0	400	25

(B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi HR: fırın sıcaklığının 1 dk' daki yükseltme miktarı, T: pişirme sıcaklığı, H: pişirme sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama sıcaklığı L: uzun süreli soğutma).

3.2.5. IPS e.max ZirCAD Grupların Oluşturulması

Çalışmada yarı sinterize MZ bloklar (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivaden) kullanıldı (Resim 24). Bu gruptaki örneklerin bölüm 3.1'de belirtilen şekilde hazırlanmasından (Resim 25) sonra örnekler sinterizasyon fırınında (Programat S1 1600, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 1600°C derecede 75 dk süreyle sinterize edildi. Sinterizasyon sonrası örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Shan, Çin Halk Cumhuriyeti) ile ölçüldü ve final kalınlıkları 1 (±0.02) mm olacak şekilde ayarlandı. Örneklerin sinterleme işlemlerinin tamamlanması sonrasında, oda ısısında soğumaları beklendi. Daha sonra örnekler yüzey bitim işlemleri uygulanmak üzere 2 alt gruba ayrıldı.



Resim 23. IPS e.max ZirCAD blok



Resim 24. IPS e.max ZirCAD örnekler

3.2.5.1. IPS e.max ZirCAD Manuel Polisaj Grubunun Oluşturulması

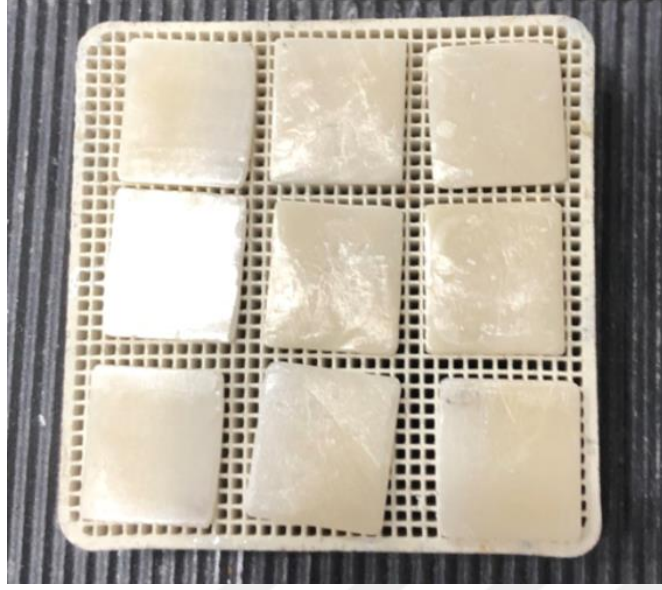
Bu gruptaki örneklerle, bölüm 3.2.1.1.'de belirtilen prosedürler uygulanarak, manuel polisaj seti (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) ile daha önceden anlatıldığı prosedür ile cila işlemleri uygulandı. Ultrasonik temizleme işlemi tekrarlandı.

3.2.5.2. IPS e.max ZirCAD Glaze Grubunun Oluşturulması

Sinterizasyonu tamamlanmış olan örneklerle, sonrasında glaze işlemi uygulandı. Firmanın önerdiği prosedür doğrultusunda, glaze materyali (IPS Ivoclar Glaze Powder) bir fırça yardımıyla örneklerin yüzeyine uygulandı. Ardından Tablo 7'de belirtildiği gibi glaze fırınlaması gerçekleştirildi (Resim 26).

Tablo 7. IPS e.max ZirCAD glaze programı

B [°C/°F]	S (dk)	t [°C/°F/dk]	T1 [°C/°F]	H1 (dk)	V1 1-2	V2 1-2	L [°C/°F]
403/757	6	45/81 12/27	710/1310	1	450/842	709/1308	450/842



Resim 25. Glaze uygulanmış IPS e.max ZirCAD örnekler

3.3. Gastrik Asit Solüsyonunun Hazırlanması

Gastrik asit solüsyonu Karadeniz Teknik Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi laboratuvarında daha önceki çalışmalarda olduğu gibi hazırlandı (180, 220). Solüsyon; 1.000 ml su, 2.0 gr Sodyum Klorid 3.2 gr pepsin ve 7.0 ml Hidroklorik asit kullanılarak hazırlandı. Asitlik derecesi pH metre cihazıyla yaklaşık olarak 1.2 olarak ölçüldü (Resim27).

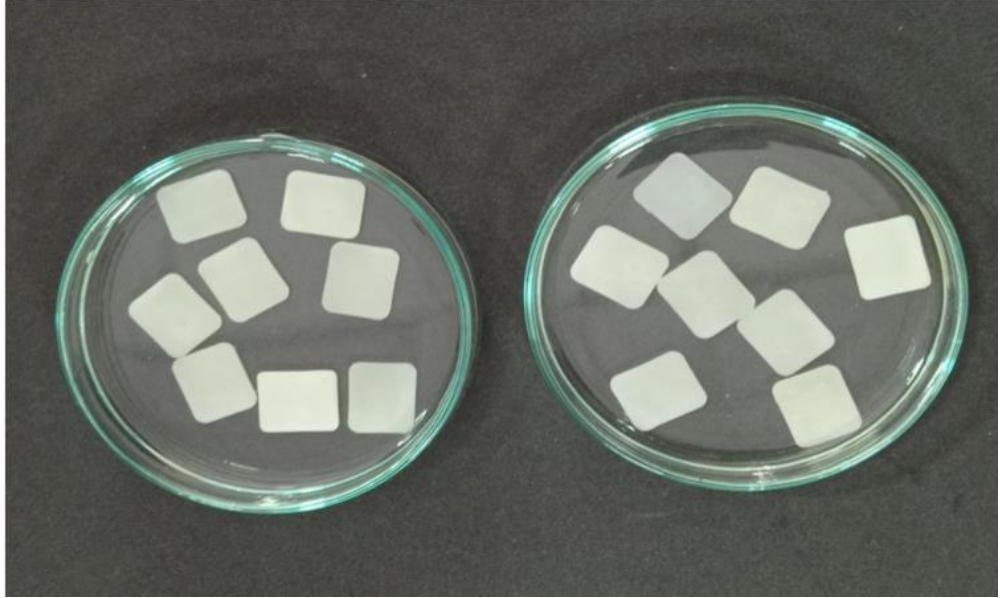


Resim 26. Gastrik asit pH ölçümü

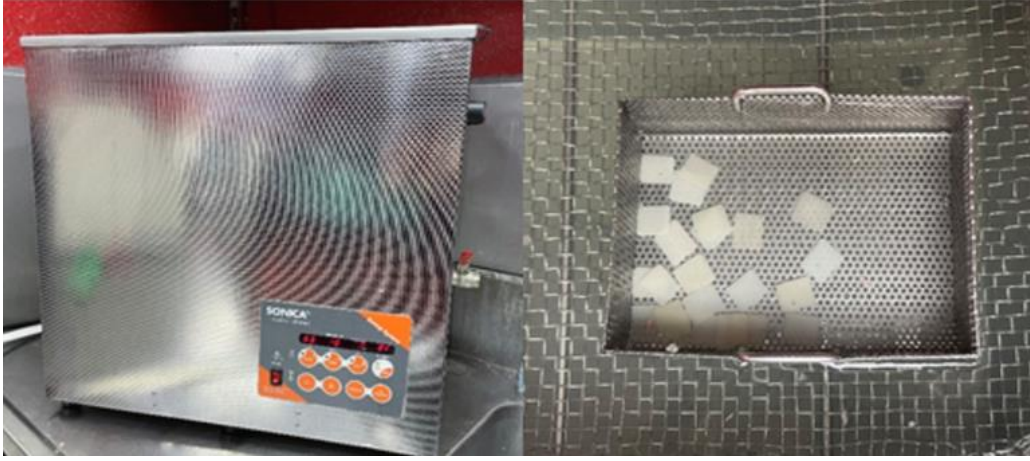
3.4. Örneklerin Simülasyon Gastrik Asit Solüsyonunda Bekletilmesi

Tez çalışmamızda gastrik asidin güncel veneer kron materyalleri yüzeylerindeki etkisini göstermek için, tüm örnekler in vitro koşullarda simülasyonu amacıyla 24 saat gastrik asit uygulaması yapıldı. Polisaj ve glaze gruplarındaki örnekler sırasıyla etüv cihazında 37°C'da, 24 saat karanlık ortamda, gastroözofajial reflü ortamını simüle edebilecek şekilde gastrik asit içerisinde bekletildi (Resim 28).

Gastrik aside maruz bırakılan örnekler sonrasında ultrasonik temizleyicide 15 dk distile suda bekletildi (Resim 29). Ardından 1 atmosfer basınç altında 121°C derecede 40 dk süreyle otoklavda sterilize edildi (Resim 30).



Resim 27. Etüv için hazırlanan örnekler



Resim 28. Ultrasonik temizleme cihazı ve ultrasonik temizleyicide örnekler



Resim 29. Otoklav cihazı

3.5. Sentetik Tükürük Çözeltisinin Hazırlanması

Yapay tükürük önceki çalışmalarda (181, 182) kullanılan formüle benzer şekilde olduğu gibi; 2lt distile suya 2560mg sodyum klorür (NaCl), 332.97mg kalsiyum klorür (CaCl_2), 250mg magnezyum klorid heksahidrat ($\text{MgCl}_2(6\text{H}_2\text{O})$), 189.48mg potasyum klorür (KCl), 3015mg potasyum asetat (CH_3COOK), 772mg tripotasyum fosfat trihidrat ($\text{K}_3\text{PO}_4(3\text{H}_2\text{O})$) ve 0.1ml %85'lik fosforik asit (H_3PO_4) dahil edilerek berraklık sağlanana kadar karıştırıldı. Yapay tükürük bakteriyel adezyon testinden 24 saat önce hassas terazi yardımıyla hazırlandı ve ışık geçirmeyen ortamda oda ısısında muhafaza edildi (Resim 31).



Resim 30. Yapay tükürük hazırlanması

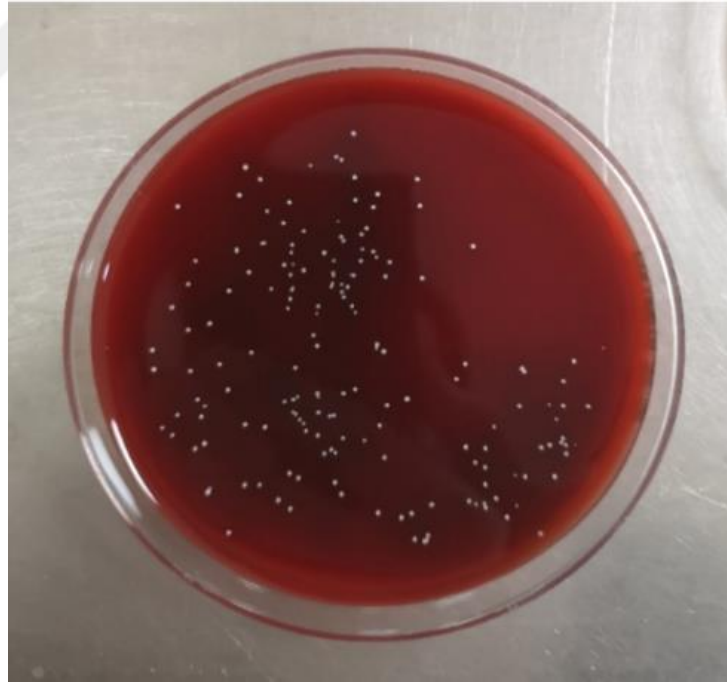
3.6. Bakteri İnokülasyonu Öncesi Örneklerin Hazırlanması

Yüzeylerde pelikül oluşumunu sağlamak ve in vivo koşulları taklit etmek amacı ile steril örnekler sentetik tükürükte bekletildi. Daha sonra suda çözündürülüp berraklık sağlandıktan sonra çözeltinin pH'sı 6.5-7 olacak şekilde ayarlandı ve hacmi 1 litreye tamamlandı. 0.22 μm 'lik şırınga ucu PES filtreden (BIOSORFA, Çin) geçirilerek steril edildi ve ardından 100 ml'de 140 mg olacak şekilde Tip II müsin (M2378 Sigma) aseptik koşullarda eklendi. Daha önceden sterilize edilmiş örnekler 24 kuyulu steril plakaların

her kuyusuna 1 örnek gelecek şekilde yerleştirildi. Pelikül oluşumunu sağlamak için örneklerin üzerine hazırlanan sentetik tükürük çözeltilisinden 1'er ml eklendi ve 1 saat bekletildi.

3.7. Bakteri Süspansiyonunun Hazırlanması ve Örneklerin İnokülasyonu

S. mutans ATCC 25175'in -80°C'deki stoğundan %5 koyun kanlı agara (Salubris) pasajlandı ve %5 CO₂ barındıran ortamda 37°C'de 24-48 saat inkübe edildi (Resim 32). İnkübasyonunun ardından bakterinin doğrulanması amacıyla Vitek MS (BioMérieux, Fransa) kullanıldı ve ayrıca gram boyama yapıldı. Bakteri izolasyonunun, tanısının ve kültür saflığının doğrulanmasının ardından bu kolonilerden tekrar %5 koyun kanlı agara pasaj alındı 37°C'de 24-48 saat inkübasyonunun ardından oluşan kolonilerden Triptik Soy Besiyeri (Tryptic Soy Broth-TSB-BD Almanya) içeren tüplerde bakteri yoğunluğu 0.5 McFarland (~1.5x10 kob/ml) olacak şekilde süspansiyon hazırlandı (Resim 33).

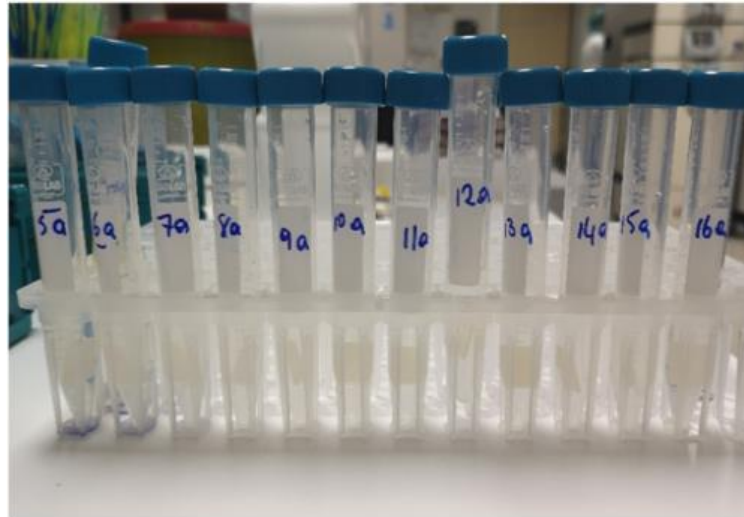


Resim 31. Koyun kanlı agarda *S. mutans* kolonileri



Resim 32. Tüp içinde TBS besiyerinde *S. mutans* ve *S. mutans* yoğunluğu ölçümü

Pelikül oluşumu sağlanmış örneklerin üzerine, hazırlanan bakteri süspansiyonundan her örnek için 1'er ml olacak şekilde eklendi (Resim 34). Deney koşullarının sterilitésinin kontrolü amacıyla her örnek grubundan birer örnek bakteri içermeyen TSB ile inkübe edildi. Tüm örnekler %5 CO₂ barındıran ortamda 37°C'de 24 saat inkübe edildi (Resim 35).



Resim 33. *S. mutans* tüpleri içinde örnekler

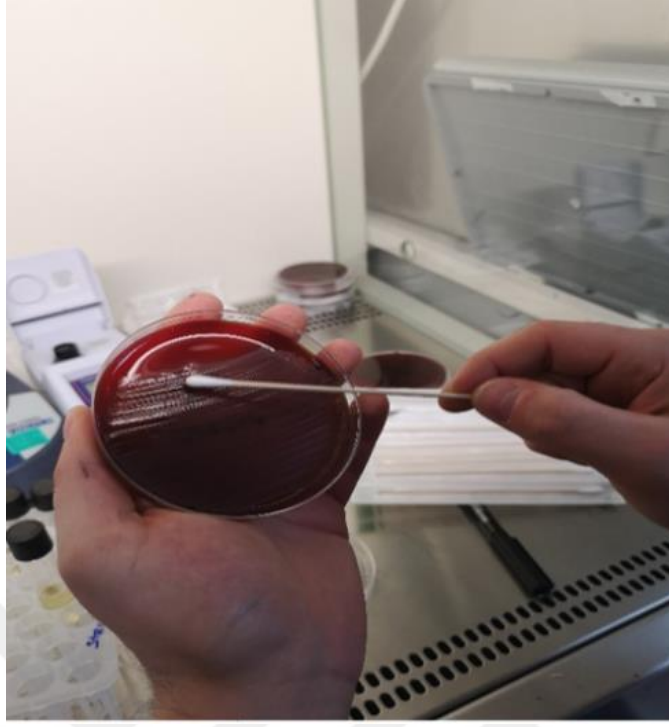


Resim 34. İnkübasyon için etüv cihazındaki örnekler

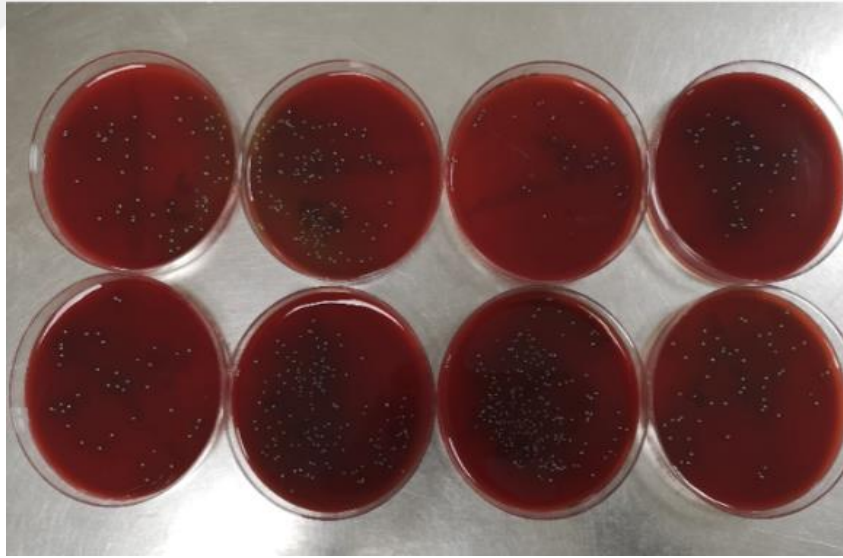
3.8. *S. mutans* Sayısının Belirlenmesi

İnkübasyonun ardından örnekler, içerisinde 1 ml fosfat tamponlu tuzlu su çözeltisi (PBS-Phosphate buffered saline, VWR ABD) içeren 1 ml'lik tüplere aktarılmış ve biyofilm yapısı içerisinde olmayan bakterilerin ortamdan uzaklaştırılması için örnekler 3 kere PBS ile yıkanmıştır.

Yıkama işlemlerinin ardından örnekler, 20 kHz, 70 W ile çalışan sonikasyon cihazı (Bandelin, Almanya) ile 5 dakika boyunca muamele edilmiş, ardından 2 dakika boyunca vortekslenerek merkezkaç kuvveti yardımı hücrelerin ayrışması sağlanmıştır. Bu işlemlerle biyofilmin yüzeyden ayrılması ve bakterilerin süspansiyona geçmesi sağlandıktan sonra bu süspansiyondan 10^{-1} ' den 10^{-5} 'e kadar PBS içerisinde seri dilüsyon yapılarak seyreltilmiştir. Her örnek için hem dilüsyon yapılmadan hem de yapılan seri dilüsyonlardan 100'er µl Triptik Soy Agar (TSA) besiyerine yayma yöntemiyle ekim yapılmıştır (Resim 36). %5 CO₂ barındıran ortamda 37°C' de 24 saat inkübasyonunun ardından oluşan koloniler sayılıp ml' deki koloni sayısı cfu olarak belirlenmiştir (Resim 37).



Resim 35. *S. mutans*'ı besiyerine yayma



Resim 36. Besiyerinde oluşan bakteriyel koloniler

3.9. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 (IBM SPSS Statistics, ABD) programı kullanıldı. Tanımlayıcı değişkenler ortalama ve standart sapma olarak verildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testleri ile değerlendirildi. Gruplar arası karşılaştırmalarda Üç Yönlü ANOVA testi ve Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. $P < 0.05$ düzeyindeki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1. Materyallerin *S. mutans* Adherens Değerleri

Çalışmada değerlendirilen materyallerin üzerinde tespit edilen ortalama *S. mutans* değerleri Tablo 7’de verildi. *S. mutans* değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 8’de verildi. Materyal, yüzey işlemi ve gastrik asit etkenlerinin *S. mutans* adherensine istatistiksel olarak anlamlı etki ettiği görüldü ($p<0.05$). Materyal*yüzey bitirme işlemi faktörlerinin *S. mutans* miktarı üzerinde anlamlı fark bulunmazken ($p=0.07$); materyal*gastrik asit ve yüzey işlemi*gastrik faktörlerinin *S. mutans* miktarı üzerinde etkisi anlamlı bulundu ($p<0.01$). Aynı zamanda materyal*yüzey işlemi*gastrik asit* faktörlerinin üçlü etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0.01$).

Tablo 8. Kullanılan materyallerin ortalama *S. mutans* adherens değerleri ve standart sapmaları

Ortalama ve Standart sapma		
	Gastrik Asit Negatif (kontrol)	Gastrik Asit Pozitif (G)
EN_P	5.70 ±0.04 (x)	6.33 ±0.31 (y)
SP_P	5.76 ±0.20 (x)	6.33 ±0.22 (y)
CS_P	5.80 ±0.13 (x)	6.16 ±0.10 (y)
LU_P	5.61 ±0.06 (x)	6.31 ±0.29 (y)
ZC_P	5.62 ±0.05 (x)	6.17 ±0.11 (y)
EN_G	5.63 ±0.06 (x)	6.03 ±0.15 (y)
SP_G	5.80 ±0.14 (x)	5.94 ±0.14 (x)
CS_G	5.68 ±0.10 (x)	5.89 ±0.10 (x)
LU_G	5.40 ±0.15 (x)	6.20 ±0.18 (y)
ZC_G	5.68 ±0.05 (x)	5.93 ±0.07 (y)

Not: Tabloda yatay sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için x ve y sembolleri kullanıldı ($p<0.05$). (Değerler 10’luk logaritmik sistemde verilmiştir.)

Tablo 9. *S. mutans* adherens değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testinin sonuçları

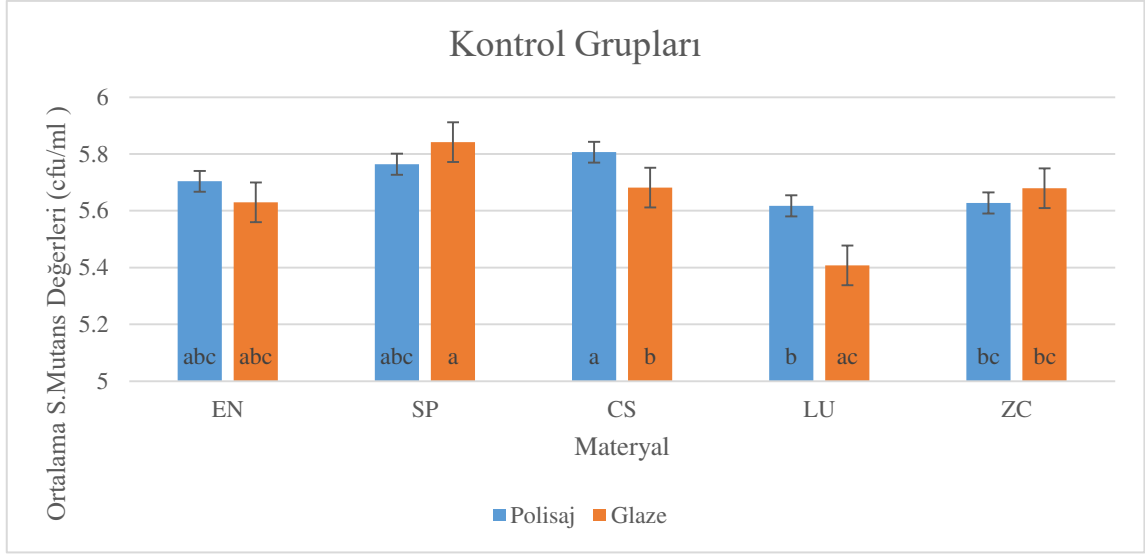
Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş model	11.502 ^a	19	.605	24.589	0.000
Sınır	5577.273	1	5577.273	226530.1	0.000
Materyal	0.250	4	0.062	2.535	0.043
Yüzey işlemi	1.003	1	1.003	40.751	0.000
Gastrik asit	8.331	1	8.331	338.382	0.000
Materyal * Yüzey işlemi	0.054	4	0.14	.550	0.700
Materyal * Gastrik asit	1.100	4	0.275	11.167	0.000
Yüzey işlemi * Gastrik asit	0.421	1	0.421	17.111	0.000
Materyal * Yüzey İşlemi * Gastrik asit	0.343	4	0.86	3.484	0.010
Hata	3.447	140	0.25		
Toplam	5592.222	160			
Düzeltilmiş toplam	14.949	159			

R kare = 0.911 (Dzetilmiş R kare = 0.901)

sf = serbestlik derecesi

F = numene ortalamaların arasındaki varyasyon

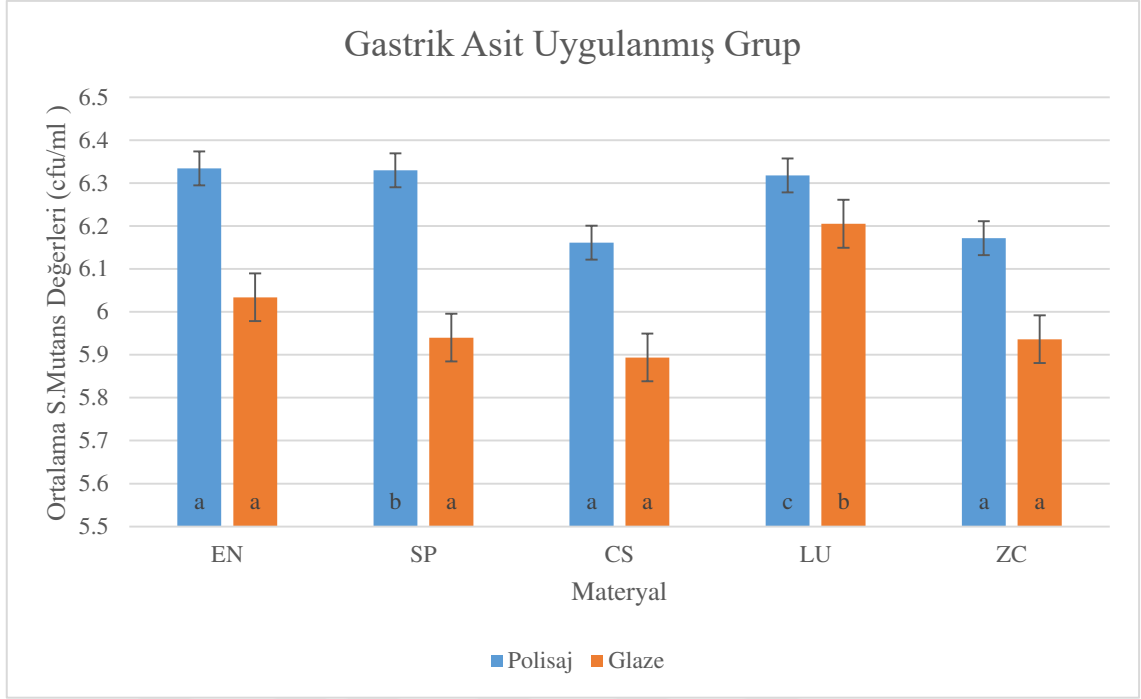
Materyallere uygulanan polisaj (p) ve glaze (g) yüzey bitirme yöntemleri arasında yapılan ikili karşılaştırmalarda gastrik asit uygulanmayan (kontrol) gruplarda materyalin tipinden bağımsız olarak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Polisaj ve glaze yüzey bitirme yöntemleri arasında yapılan ikili karşılaştırmada SP_{G-G} ($p=0.21$) ve CS_{G-G} ($p=0.08$) gruplarında farklı yüzey işlemlerinin istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturduğu görüldü ($p<0.05$).



Şekil 1. Kontrol gruplarının ortalama *S. mutans* değerleri

NOT: Tabloda sütunlar içinde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığını, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. a, b, c harflendirmesi yüzey işlemleri (polisaj ve glaze) arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı ($p < 0.05$). (Değerler 10'luk logaritmik sistemde verilmiştir.)

Kontrol gruplarında en yüksek ortalama *S. mutans* adherensi CS_P (5.80 cfu/ml) ve SP_G (5.80 cfu/ml) gruplarında gözlemlenirken, en düşük ortalama *S. mutans* adherensi LU_G (5.40 cfu/ml) grubunda izlenmiştir.



Şekil 2. Gastrik asit uygulanmış materyallerin ortalama *S. mutans* değerleri

NOT: Tabloda sütunlar içinde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. a, b, c harflendirmesi yüzey işlemleri (polisaj ve glaze) arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı ($p < 0.05$). (Değerler 10'luk logaritmik sistemde verilmiştir.)

Gastrik asit uygulanmış gruplarda ortalama en yüksek *S. mutans* adherensi EN_P-G (6.33 cfu/ml) ve SP_P-G (6.33 cfu/ml) gruplarında izlenirken, en düşük ortalama *S. mutans* adherensi ise CS_G-G (5.89 cfu/ml) grubunda gözlemlenmiştir.

4.2. Materyallere Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin *S. mutans* Adherensine Etkilerinin İkili Karşılaştırması

S. mutans adherensi için yapılan ikili karşılaştırmalar ve P değerleri Tablo 9,10,11 ve 12’de verildi.

Tablo 10. Polisaj sonrası kontrol gruplarının ikili karşılaştırması

İkili Karşılaştırma		P
Enamic (EN)	Suprinty (SP)	0.446
	Cerasmart (CS)	0.194
	Lava (LU)	0.273
	Zircad (ZC)	0.333
Suprinty (SP)	Enamic (EN)	0.446
	Cerasmart (CS)	0.589
	Lava (LU)	0.064
	Zircad (ZC)	0.085
Cerasmart (CS)	Enamic (EN)	0.194
	Suprinty (SP)	0.589
	Lava (LU)	0.017*
	Zircad (ZC)	0.024*
Lava (LU)	Enamic (EN)	0.273
	Suprinty (SP)	0.064
	Cerasmart (CS)	0.017*
	Zircad (ZC)	0.899
Zircad (ZC)	Enamic (EN)	0.333
	Suprinty (SP)	0.085
	Cerasmart (CS)	0.024*
	Lava (LU)	0.899

NOT: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtildi ($p<0.05$).

Ortalama *S.mutans* değerleri incelendiğinde polisaj yapılan materyallerin ikili karşılaştırmalarında kontrol grubu seramiklerde; EN ve SP gupları ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). CS ile LU ($p=0.017$) ve CS ile ZC ($p=0.024$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu.

Tablo 11. Glaze sonrası kontrol gruplarının ikili karşılaştırması

İkili Karşılaştırma		P
Enamic (EN)	Suprinty (SP)	0.008*
	Cerasmart (CS)	0.515
	Lava (LU)	0.005*
	Zircad (ZC)	0.525
Suprinty (SP)	Enamic (EN)	0.008*
	Cerasmart (CS)	0.043*
	Lava (LU)	0.000*
	Zircad (ZC)	0.042*
Cerasmart (CS)	Enamic (EN)	0.515
	Suprinty (SP)	0.043*
	Lava (LU)	0.001*
	Zircad (ZC)	0.987
Lava (LU)	Enamic (EN)	0.005*
	Suprinty (SP)	0.000*
	Cerasmart (CS)	0.001*
	Zircad (ZC)	0.001*
Zircad (ZC)	Enamic (EN)	0.525
	Suprinty (SP)	0.042*
	Cerasmart (CS)	0.987
	Lava (LU)	0.001*

NOT: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtildi ($p < 0.05$).

Ortalama *S.mutans* değerleri incelendiğinde glaze yapılan materyallerin ikili karşılaştırmalarında kontrol grubu seramiklerde; EN ile SP ($p=0.008$) ve EN ile LU ($p=0.005$) arasında anlamlı fark bulundu. CS ile SP ($p=0.043$), CS ile LU ($p=0.001$), ZC ile SP ($p=0.042$) ve ZC ile LU ($p=0.001$) grupları arasında anlamlı fark bulundu.

Tablo 12. Polisaj sonrası gastrik asit uygulanmış grupların ikili karşılaştırması

İkili Karşılaştırma		P
Enamic (EN)	Suprinty (SP)	0.96
	Cerasmart (CS)	0.03*
	Lava (CS)	0.83
	Zircad (ZC)	0.04*
Suprinty (SP)	Enamic (EN)	0.96
	Cerasmart (CS)	0.03*
	Lava (LU)	0.87
	Zircad (ZC)	0.04*
Cerasmart (CS)	Enamic (EN)	0.03*
	Suprinty (SP)	0.03*
	Lava (LU)	0.04*
	Zircad (ZC)	0.89
Lava (LU)	Enamic (EN)	0.83
	Suprinty (SP)	0.87
	Cerasmart (CS)	0.04*
	Zircad (ZC)	0.06
Zircad (ZC)	Enamic (EN)	0.04*
	Suprinty (SP)	0.04*
	Cerasmart (CS)	0.89
	Lava (LU)	0.06

NOT: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtildi ($p<0.05$).

Ortalama *S.mutans* değerleri incelendiğinde polisaj yapılan materyallerin ikili karşılaştırmasında gastrik asit uygulanan seramiklerde: EN ile CS ($p=0.03$), EN ile ZC ($p=0.04$), SP ile CS ($p=0.03$), SP ile ZC ($p=0.04$) ve LU ile CS ($p=0.04$) materyalleri arasında anlamlı fark bulundu.

Tablo 13. Glaze sonrası gastrik asit uygulanmış grupların ikili karşılaştırması

İkili Karşılaştırma		P
Enamic (EN)	Suprinty (SP)	0.23
	Cerasmart (CS)	0.07
	Lava (LU)	0.03*
	Zircad (ZC)	0.21
Suprinty (SP)	Enamic (EN)	0.23
	Cerasmart (CS)	0.55
	Lava (LU)	0.00*
	Zircad (ZC)	0.96
Cerasmart (CS)	Enamic (EN)	0.07
	Suprinty (SP)	0.55
	Lava (LU)	0.00*
	Zircad (ZC)	0.58
Lava (LU)	Enamic (EN)	0.03*
	Suprinty (SP)	0.00*
	Cerasmart (CS)	0.00*
	Zircad (ZC)	0.00*
Zircad (ZC)	Enamic (EN)	0.21
	Suprinty (SP)	0.96
	Cerasmart (CS)	0.58
	Lava (LU)	0.00*

NOT: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtildi ($p<0.05$).

Ortalama *S.mutans* değerleri incelendiğinde glaze yapılan materyallerin ikili karşılaştırmasında gastrik asit uygulanan seramiklerde; LU diğer materyallerden anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$).

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında farklı yüzey işlemleri uygulanan ve gastrik aside maruz bırakılan yeni nesil CAD/CAM materyallerinin yüzeyinde oluşabilecek bakteriyel adherens in vitro şartlarda incelendi. Elde edilen bulgular doğrultusunda ‘Yeni nesil CAD/CAM materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemleri, bu materyallerin yüzeyine *S. mutans* adherensini etkiler.’ olarak belirlenen birinci sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre CAD/CAM materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinden bağımsız olarak örneklerin yüzeylerinde *S. mutans* adherensinin arttığı görülmüştür.

‘Gastrik asit etkisi yeni nesil CAD/CAM materyallerin yüzeyinde *S. mutans* adherensini artırır.’ olarak belirlenen ikinci sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre incelenen tüm CAD/CAM materyallerinde gastrik asit etkisiyle *S. mutans* adherensi artmıştır (CS_G-G ve SP_G-G grupları hariç).

Son yıllarda diş hekimliği alanında hem restoratif malzemelerde hem de restoratif teknolojilerde önemli ilerlemeler meydana gelmiştir. CAD/CAM teknolojisindeki ilerlemeler ile beraber estetik özellikleri ve fiziksel dayanımı yüksek materyallerin de gelişimi sonucunda protetik tedaviler daha kısa sürede başarıyla tamamlanabilmektedir (183). Uygulanacak tedaviye göre uygun materyal seçimi yapabilmek için yeni nesil malzemelerin estetik ve mekanik özellikleri önem taşımaktadır.

CAD/CAM ile farklı içerikte bloklar kullanılarak farklı tip restorasyonlar uygulanabilmektedir. Seramik materyallerin ve kompozitlerin üstün özelliklerini bir araya getirmek ve dezavantajlarını ortadan kaldırmak için hibrit seramikler geliştirilmiştir (184). Hibrit seramik materyallerin, seramik ve kompozit rezin materyaller arasında bir mekanik özelliğe sahip olduğu belirtilmiştir. Seramik ve polimer çift ağ yapısına sahip olan bu materyallerin daha esnek, kolay şekillendirilebilir ve iyi kenar uyumuna sahip olduğu iddia edilmiştir (185). Nanoseramiklerin kırılma dirençleri feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş seramiklere göre daha yüksektir fakat lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklere oranla düşüktür. Nanoseramiklerin elastikiyet modülünün dentin yapısına yakın olması ise seramiğe esneklik sağlar. Bu esneklik özelliği ile restorasyonda oluşan stres miktarları azalır ayrıca karşıt dişlerde meydana getirdiği aşınma miktarı minimuma iner (186). Nanoseramik materyallerin tek seansta üretilebilmeleri, manuel polisaj

işleminin hemen yapılıp fırınlama işlemi gerektirmemeleri, ağız içerisinde tamirlerinin kolay olması gibi özelliklere sahip olması sebebiyle kullanımı popüler hale gelmiştir(187, 188).

Nanoseramik ve hibrit materyalleri; mekanik özellikler, marjinal uyum, biyouyumluluk ve klinik kullanıma uygunluk açısından değerlendiren pek çok çalışma farklı sonuçlar ortaya koymaktadır. Yeni nesil CAD/CAM materyaller ağız içinde çeşitli termal, kimyasal ve mekanik etkilere maruz kalmaktadırlar. Materyallerin bu faktörlere karşı gösterdiği değişim hakkında literatürde olan bilgiler hala çok yetersizdir.

Bu bilgiler ışığında çalışmada farklı içerikli materyalleri birbiri ile kıyaslamak ve gastrik asit etkisini incelemek amacı ile son dönemde klinisyenler tarafından kullanımı sıklıkla tercih edilen polimer infiltre seramik ağ yapısı ile Vita Enamic; lityum silikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş Vita Suprinity; rezin nanoseramik yapıda Lava Ultimate; esnek nanoseramik özellikli Cerasmart ve monolitik zirkonya yapısında IPS e.max ZirCAD bloklar kullanılmıştır.

Bir restorasyonun başarısını mekanik özellikler, materyallerin uyumu, estetik, yüzey pürüzlülüğü ve cilalanabilirlik gibi pek çok faktör etkileyebilmektedir. Estetik restorasyonların optimum estetik, biyolojik ve üstün mekanik özellikler gösterebilmesi için yüzeylerinin pürüzsüz olması gerekmektedir. İdealde anatomik olarak düzgün şekillendirilmiş ve tamamlanmış restorasyon yüzeyleri uyumlama ve aşındırma işlemlerinden dolayı daha pürüzlü bir yüzeye dönüşebilmektedir. Bununla birlikte birçok restorasyon için klinik uygulamalarda okluzyonu, proksimal alanları ve aksiyal konturu optimize etmek gerekebilmektedir (191,192). Dental restorasyonların yüzeylerinin pürüzsüzleştirilmesi; plak birikimini azaltmak, hasta konforunu artırmak, antagonist minenin aşınmasını önlemek ve restorasyonların estetiğini geliştirmek için gereklidir (191, 192). Restorasyonların yüzey uyumlaması sonucunda oluşan pürüzlü yüzey, yumuşak doku reaksiyonuna ve dişeti enflamasyonuna neden olabilecek plak birikiminin artmasına veya karşıt dentisyonda aşınmaya neden olabilir (29, 193–195). Pürüzsüz seramiğin yüzey yapısı pürüzlü yüzeye göre ışığı daha çok yansıtacağından restorasyonun rengi açısından da, seramik restorasyonun yüzey pürüzlülüğü önemlidir (196). Yüzey pürüzlülüğünü en aza indirmek için, simantasyondan önce yapılan düzenlemelerde bitirme aşamasını takiben glaze işlemi, simantasyondan sonra yapılan uyumlandırma

işlemlerinden sonra ise ağız içi polisaj işlemleri önem kazanmaktadır. Seramik restorasyonun reglazing için tekrar fırınlanması hem zaman alan bir işlemdir hem de porselenin yapısında devitrifikasyon gibi başka değişikliklere neden olabilir (197).

Bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından klasik polisaj işlemlerinden daha pürüzsüz ve parlak yüzeyler elde etmek, restorasyon yüzeyinde oluşabilecek mikrosızıntı, renklenme ve plak oluşumunun önlenmesi, aşınma direncinin artırılması, hidrasyon ve dehidratasyon problemlerinin en aza indirilmesi ve restorasyona iyi bir estetik kazandırılabilmesi amacıyla restorasyon yüzeyine fırınlama olmadan glaze materyali uygulanabileceği vurgulanmıştır. Glaze işleminde kullanılan ajanlar restorasyon yüzeyinde oluşan serbest radikalleri, oksijenden önce yakalayıp onlarla birleşir ve oksijene bağlanmalarını engellerler. Glaze işlemleri oksijen inhibisyon tabakasının oluşumu önler (196, 198).

Üretici firmalar materyallerin yüzey bitim işlemlerine farklı endikasyonlar önerebilmektedir. Oysa yapılan çalışmalar farklı yüzey bitim işlemlerinin farklı içerikli materyalleri etkileyeceğini göstermektedir (188).

Freze cihazında aşındırılan bir restorasyonun optimum estetik ve mekanik özellikleri yakalaması için glaze veya manuel polisaj yapılmaktadır. Bu iki yöntem pek çok çalışmada birbiri ile kıyaslanmış olsa da konu ile ilgili bir görüş birliğine varılamamıştır (199). Saraç ve ark. (196); tarafından glaze ve farklı manuel polisaj yöntemlerinin feldspatik porselenler üzerindeki etkisinin değerlendirildiği çalışmada, manuel polisaj yöntemlerinin glaze işlemi kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturduğu sonucuna varılmıştır. Anmol ve ark. (200); feldspatik ve lösit içerikli porselenler kullanarak yaptıkları çalışmada ise manuel polisaj uygulanan gruplarda glaze işlemi uygulanan gruplardan daha yüksek pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Fasbinder ve Neiva. (15); güncel CAD/CAM materyalleri ile yaptığı bir çalışmaya göre çeşitli bitirme ve cilalama teknikleri kullanılarak elde ettiği yüzey bitimleri için, eşit pürüzsüz yüzeylerin elde edilebileceğini ifade etmiştir. Çalışmamız gastrik asit varlığında hibrit seramikler için üretici firmalar tarafından önerilen manuel polisaj işleminin geleneksel glaze ve yine hibrit seramiklerde vernik şeklinde uygulanabilen glaze ile karşılaştırılması yapılmıştır. Çalışmada elde edilen bulgulara göre Cerasmart ve Vita Suprinty glaze grupları hariç

gastrik asit tüm materyal yüzeylerindeki bakteriyel adherens miktarını anlamlı derecede etkilemiştir ($p<0.05$).

Oğuz E. (201); Lava Ultimate ve Vita Enamic hibrit seramik kron restorasyonlarının kazıma ve mekanik bitim-parlatma işlemi sonrası yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmış ve her iki materyal için iki aşamalı polisaj lastik seti (Vita Enamic Polishing Set Technical; Vita Zahnfabrik) ve ardından, parlatma işlemi için elmas dolduruculu pat (Diapolisher paste; GC Dental Products) bir pamuk fırça yardımıyla yüzeylere uygulamıştır. Çalışmanın sonucunda uygulanan manuel polisaj yöntemi ve kullanılan materyallerle yüzey pürüzlülüğünü etkin bir şekilde giderebileceği gösterilmiştir.

Gastrik asit etkisiyle kimyasal korozyon oluşturulan ve daha sonra mikroorganizma adherensinin değerlendirildiği bu çalışmada materyallere glaze ve mekanik polisaj uygulayarak iki farklı yüzey bitirme işlemi uygulandı. Bu çalışmada kullanılan polisaj sistemlerinin seçiminde, üretici firmaların önerileri dikkate alınmış ve kullanımı pratik, etkin ve kolay ulaşılabilir sistemler olmasına özen gösterilmiştir. Bu sebeple, bütün seramik sistemlerinde kullanılabilen ‘Meisinger’ polisaj kitleri tercih edildi. Yüzey bitirme işlemi için kullanılan ‘Meisinger’ polisaj setleri farklı materyal çeşitlerine göre, birbirinden farklı sistemleri içermektedir. Bu çalışmada CAD/CAM materyalleri için evrensel olarak uygulanabilen 2 aşamalı bir kit seçilmiştir. Bu kit ile polisaj uygulaması daha sonra fırça yardımıyla polisaj patı uygulanması ile yüksek parlaklıkta yüzeylerin elde edileceği belirtilmiştir (202).

Manuel polisaj işlemlerinin finalinde polisaj patı uygulanması, parlak ve homojen yüzeyler elde edebilmek için tavsiye edilen bir yöntemdir. Kullanılacak polisaj patı ağızdaki mevcut restorasyonlara zarar vermeyecek özellikte olmalıdır (203). Bu tez çalışmasında kullanılan ‘Diapolisher GC Dental Products’ polisaj patı, porselen ve kompozit yüzeylerde daha parlak yüzeyler elde edilmesi amacıyla klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir.

Restoratif materyaller üzerinde biriken bakteri toplulukları incelendiğinde, primer ve sekonder çürüğe yol açan mikroorganizmalar arasında *S. mutans*’ın önemli bir yere sahip olduğu bildirilmiştir. *S. mutans* diş çürüğünün başlamasından ve ilerlemesinden sorumlu en önemli bakteri türüdür (204). *S. mutans*, temel olarak diş plağı olarak da

adlandırılan diş yüzeylerinde oluşan biyofilmlerde bulunur (205). *S. mutans*, diyetle alınan karbohidratları metabolize edebilir ve ihtiyaç duyduğu aminoasitleri sentezleyebilir. Bu özellikleri sayesinde, konak savunma mekanizmalarına karşı korunur ve oral kavitedeki temel karjyenik özellikleri olan asidürik ve asidojenik olma özelliklerini sürdürebilir.

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin, ortalama yüzey pürüzlülüğünün 0.2 µm'den fazla olduğunda restorasyon yüzeylerinde plak birikiminin arttığı dolayısıyla tekrarlayan diş çürüklerine ve periodontal sorunlara neden olduğu bildirilmiştir (163). Restoratif materyallerin yüzey enerjisi değerleri doğal dişlerle karşılaştırıldığında daha yüksektir. Yani mineye oranla, restorasyon üzerindeki alanlarda bakteri birikimi için daha büyüktür. Ağız içerisindeki restorasyonların çevresinde fazla miktarda görülen marjinal çürüklerden; bu yüzey enerjisi farkının sorumlu olabileceği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (206).

Gibbons. (207); mikroorganizmanın dişler ve ağız mukozasına yerleşmesinde adezyon mekanizmasının ilk adım olduğunu açıklamıştır. İkinci adımın ise mikroorganizmaların üremesi olduğunu belirtmiştir. Palermo ve Peden. (208); pürüzlü bir yüzeyin mikroorganizmaların üremesi için elverişli bir ortam meydana getirdiğinden, tüm restorasyonların çok iyi cilalanmış yüzeylere sahip olması gerektiğini öne sürmüştür.

Şahin ve ark. (209); CAD/CAM bloklardan elde edilen restorasyonlarda bitim işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve sitotoksositeye etkisini inceledikleri çalışmalarında, her ne kadar estetik ve yeterli derecede dayanıklı da olsa nanoseraamik materyallerin preperasyon sonrası yüksek pürüzlülük ve sitotoksosite değerleri ortaya çıkardığını belirtmiştir.

Diş dokusu ve dental materyaller üzerinde biyofilm oluşumu, birbirini takip eden aşamalardan meydana gelmektedir. Pelikül oluşumunu takiben ilk 4 saat içinde bakteri adezyonu başlamakta ve 24 saatte adezyonu gerçekleştiren bakterilerin koloni oluşumu gerçekleşmektedir. 2 hafta ve sonrasında olgun biyofilm oluşumu meydana gelmektedir (210). Dental materyaller üzerinde, 8 saatten 5 güne kadar farklı sürelerde biyofilm oluşumunu araştıran çalışmalarda biyofilm yapısının konfokal lazer taramalı mikroskop ile incelendiği görülmüştür (24, 211). Şahin ve ark. (212); feldspatik, lityum-disilikat ve yttrium-stabilize zirkonya seramik örnekler üzerinde farklı sürelerde oluşan biyofilmi

mikroeliza ile spektrofotometrik olarak inceledikleri çalışmalarında, 24 ve 48 saat sonra biyofilm oluşum değerleri arasında doğrusal bir korelasyon göstermemişlerdir. Souza ve ark. (155, 213); farklı dental seramik materyaller üzerinde 24 ve 48 saat inkübasyon süresinin sonunda biyofilm oluşumu ve mikroorganizma sayısını, SEM ile araştırmışlardır. Feldspatik seramik materyaller üzerinde 24 ve 48 saat sonunda biyofilm oluşumu açısından bir farklılık gözlenmemiştir. Ayrıca zirkonya örnekler üzerinde mikroorganizma sayıları 24 ve 48 saat sonunda stabil kalmıştır.

Bu çalışmada, materyaller üzerinde oluşan biyofilmin incelenmesi ve dental plakta fazla görülen ve çürükte önemli rol oynayan *S. mutans* 'ın adezyonu 24 saatlik inkübasyon sonunda in vitro koşullarda incelenmiştir. Çalışmada, 24 saat sonra örnekler üzerinde oluşan biyofilm içindeki *S. mutans* adherensi, oluşan kolonilerin miktarı sayılarak cfu cinsinden belirlenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre ortalama en yüksek *S. mutans* adherensi 6.33 cfu/ml ile gastrik asit uygulanan Vita Enamic ve Vita Suprinty polisaj gruplarında izlenmiştir. Ortalama olarak en az *S. mutans* adherensi 5.4 cfu/ml ile gastrik asit uygulanmayan Lava Ultimate glaze grubunda gözlemlenmiştir.

Diş yüzeyini kökeni ne olursa olsun asit ekiler ve zamanla yapısını değiştirir. Bununla birlikte, dışsal (diyet) ve içsel (mide suyu) asidik maddelerin varlığında diş veya ağız içi restorasyonların yüzeylerinin nasıl davrandığı hakkında çok az şey bilinmektedir (38, 39).

Gastrik asidin diş yapılarında diyet asitlerinden daha şiddetli bir bozulmaya neden olduğu gösterilmiştir (214, 215). Gastrik asit; bulimia nervoza, gastroözofajial reflü hastalığı (GÖRH) veya hamilelik sırasında uzun süreli şiddetli mide bulantısı sonucu ağız boşluğuna ulaşabilir. Bulimia nervoza prevalansı ile ilgili bilgiler sınırlı olmakla birlikte, yeme bozuklukları ergenlik veya erken erişkinlik döneminde kadınlarda en yüksek prevalansa sahiptir (195, 216). GÖRH prevalansının batı ülkelerinde %10 ile %20 arasında, Asya'da ise %5'ten az olduğu bildirilmiştir. Yapılan bir çalışmada, GÖRH'li hastalarda diş erozyonu prevalansının %24 olduğunu ve diş erozyonu olan hastaların %33'ünde GÖRH gibi bir bozukluğa sahip olduğunu bildirmiştir. Tükürüğün asit nötralizasyonu üzerindeki tampon etkisine rağmen GÖRH' den kaynaklanan erozyonu tamamen engelleyemez (217, 218).

GÖRH bulunanlarda düşük pH'lı gastrik sıvı sadece doğal dişlerin değil, restoratif materyallerin de parlak yüzeylerini etkilemektedir. GÖR hastalarında oluşan asidik ortamdan seramik yüzeyler de etkilenmektedir (29). Gastrik sıvının Tetric Ceram kompozit, poliasitle modifiye kompozit, rezin modifiye CIS, posterior CIS ve amalgam dolgu materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi in vitro koşullarda incelenmiştir. Çalışmada, restorasyonların bir günlük gastrik sıvıyla temasına karşılık gelen 10 dakikalık toplam asit uygulaması ile kısa süreli asit ataklarını, 24 saatlik asit uygulaması ile de uzun süreli asit atakları değerlendirilmiştir. Çalışmada materyallerin yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı bir artış meydana geldiği bildirilmiştir (219).

Çalışmada kullanılan gastrik asitin etkisini görebilmek için; önceki çalışmalarda (180, 220) kullanılan, şiddetli reflü atakları geçiren ya da bulimia hastaları için tasarlanan 10 yıllık asit maruziyetini taklit etmek amacı ile, toplam 24 saat süreyle örnek materyaller aside maruz bırakılmıştır.

Rahim ve ark. (221); yaptıkları çalışmada, asidik bir çözeltinin hidroliz oranını artırabileceği fikrini desteklemişlerdir ve restoratif dental rezin kompozitlerinin asidik içeceklere maruz kalmasının, difüzyon katsayısını, su emilimini ve çözünürlük parametrelerini arttırabileceğini belirtmişlerdir. Buna bağlı olarak da, materyallerin bozulma süreci hızlanabilir ve rezin kompozitlerin ömrü kısalabilir. Bu olayların, matrisin şişmesi ile ilgili olduğu bilinmektedir. Böylece restoratif maddelerde gözenekler ve moleküller arası boşluklar oluşmakta, kütle kaybı ile beraber yüzey pürüzlülüğünde değişiklikler oluşmaktadır. Bu da adezyon için ortam hazırlamakta, biyofilm oluşmasına ve periodontal hastalık ve çürüklerin ortaya çıkmasına katkı vermektedir.

Cengiz ve ark. (146); gastrik sıvının indirekt laboratuvar kompozitlerinin renk değişimleri, yüzey pürüzlülükleri ve yüzey sertlikleri üzerindeki etkilerini incelediği çalışmalarında, gastrik asidin örneklerin yüzeylerini etkilediğini ve kompozitin gastrik asit etkisiyle renginin, yüzey pürüzlülüğün ve yüzey sertliğinin etkilendiğini bildirmişlerdir. Gastrik sıvı uygulamasının indirek laboratuvar kompozitlerinin yüzey pürüzlülüğünde artışa, yüzey sertliği değerlerinde ise azalmaya neden olduğu belirtilmiştir. Elde edilen bulgular doğrultusunda ileri GÖRH hastalarında indirek laboratuvar kompozitlerinin kullanımının uygun olmayacağı sonucuna varılmıştır. Kompozit malzemelerin farklı kimyasal bileşimleri göz önüne alındığında bu şaşırtıcı bir

sonuç değildir. Bazı çalışmalar, kompozit malzemenin yüzey kalitesinin ve yüzey pürüzlülüğünün, kristal yapı, polimerik matriks ve içeriğindeki maddelerin partikül boyutundan etkilendiği sonucuna varmıştır (222, 223).

Adriana ve ark. (220); yaptığı bir çalışmada CAD/CAM hibrit seramiklerden Lava Ultimate ve Paradigm MZ100 kullanılmıştır. Çalışmada gastrik asidin materyaller üzerinde meydana getirebileceği morfolojik etkilerini ve sertlik değişimlerini değerlendirmek amaçlanmıştır. Çalışmanın sonucunda her iki materyalde gastrik asit karşısında yüzey değişikliği meydana gelmiştir. Ancak yazar, çalışmada materyallerdeki Vickers mikrosertliğinin test edilen gastrik asit maruziyeti ile değişmediğini ve asidik senaryolar için her iki materyalin de kullanımının uygun olduğunu öne sürmüştür.

Bizim çalışmamızda ise gastrik asit maruziyetinin; tüm materyallerin yüzeylerinde *S.mutans* adherensini arttığı görülmüştür ($p<0.05$). Bu artış en fazla Lava Ultimate glaze grubunda görülürken, en az ise Vita Suprinty glaze grubunda izlenmiştir. Ayrıca çalışmada gözlemlenen bu gastrik asit etkisine rağmen sadece Vita Suprinty glaze ve Cerasmart glaze grupları için istatistiksel olarak *S.mutans* adherensi üzerinde anlamlı bir farklılık oluşmamıştır ($p<0.05$). Çalışmada Vita Suprinty glaze grubu yüzeyinde 1 saatlik inkübasyon sonrası gastrik asit etkisiyle ortalama 5.94 cfu/ml *S.mutans* adherensi gözlemlenirken; gastrik asit olmadan bu oran 5.84 cfu/ml olarak belirlenmiştir. Cerasmart glaze grubunda da gastrik asit sonrası ortalama *S.mutans* adherensi değeri 5.89 cfu/ml iken; gastrik asit uygulanmayan grupta bu değer 5.84 cfu/ml olarak bulunmuştur.

Alnasser ve ark. (224); 3D optik interferometre kullanarak gastrik aside maruz bırakılmış farklı CAD/CAM materyallerinin yüzey pürüzlülük değişikliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada. IPS Empress CAD, BruxZir, Vita Enamic, IPS e.max CAD ve Vitablocs Mark II CAD kullanılmıştır. Lösit cam seramik, feldspatik porselen ve hibrit seramik gastrik asit karşısında yüzey pürüzlülükleri istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık göstermiştir. Lityum disilikat ve zirkonya ise yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemiştir. Çalışmanın sonucunda zirkonya ve lityum disilikat seramik malzemelerin, asit maruziyetine daha dayanıklı olduğu ortaya koyulmuştur. Çalışmamızda kullanılan zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat yapıda Vita Suprinty materyalinin glaze grubu benzer şekilde asitleme sonrası yüzeyinde farklılık oluşmamıştır. Çalışmamızda zirkonya materyali istatistiksel olarak anlamlı bir

sonuç vermemiştir. Bu durum ZirCAD materyaline diğer çalışmadan farklı olarak manuel polisaj veya glaze yüzey işlemlerinin uygulanmasından ve yüzey özelliğinin daha pürüzsüz yapıda olmasından kaynaklanabilir. Çalışmamızda uygulanan farklı yüzey işlemleri değerlendirildiğinde sonuçları anlamlı derecede etkilemediği görüldü ($p>0.05$). O halde yüzey işlemlerinden bağımsız olarak restoratif materyallerin *S.mutans* adherensine olan yatkınlığı daha çok kullanılan materyalin tipine ve içeriğine bağlıdır diyebiliriz.

Silva ve ark. (225); tarafından yapılan bir çalışmada da polisaj ve glaze işlemleri uygulanan IPS e.max CAD örneklerin yüzey pürüzlülüğü, sertliği ve renk değişimi üzerine diş fırçalama ve farklı renklendirici solüsyonların etkisi araştırılmış ve pürüzlülükteki en büyük değişikliğin glaze uygulanan gruplarda çay ve kahve solüsyonu uygulaması sonrasında görüldüğü bulunmuştur. Kullanılan solüsyonun pH değeri ve sıcaklığındaki değişimler, seramiklerin fiziksel özelliklerini etkileyebilecek faktörlerdir. Kahve solüsyonunun asidik pH aralığında olması nedeniyle silika çözülür ve sonuç olarak alkalın iyonları kaybıyla birlikte yüzeyde korozyon meydana getirir, bu da glaze tabakasının bozulması yönünde etki ederek pürüzlülükte bir artışa yol açabilir. Çalışmamızda gastrik asit uygulanan materyallerde daha fazla *S.mutans* adherensinin görülmesinin nedeni de gastrik asitin düşük pH etkisiyle materyal yüzeylerinde muhtemel oluşturduğu değişimlerle açıklanabilir.

Abbasov ve Yenisey. (226); gastrik asidin hibrit seramik bloklar üzerindeki etkisinin araştırılması ve uygun polisaj yönteminin belirlenmesi isimli tez çalışmasında şiddetli reflü atakları geçiren hastalarının uzun süreli reflü ataklarının in vitro koşullarda simülasyonu amacı ile örneklerle 24 saat gastrik asit uygulaması yapmıştır. Gastrik asit yüzey işlemleri uygulanan gastrik asit uygulanmayan hibrit materyallerde *S.mutans* adherensinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşturmazken ($p>0.05$), gastrik asit uygulanan hibrit seramiklerden sadece Cerasmart glaze grubu gastrik asit uygulamasından etkilenmemiştir ($p<0.05$). Bu durum; homojen ve eşit olarak dağıtılmış nano seramik ağ yapısına sahip Cerasmart materyalinin gastrik asit karşısında daha iyi bir direnç göstermesiyle açıklanabilir.

Sulaiman TA. ve ark. (214); gastrik asidinin monolitik zirkonya üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve asit etkisinin monolitik zirkonya malzemelerinin, optik özellikleri

üzerinde minimum etki göstermesine rağmen bazı yüzey değişiklikleri gösterdiğini bildirmiştir. Bu çalışmaya benzer şekilde çalışmamızdaki gastrik asit uygulanan monolitik zirkonya materyalinin *S.mutans*' tan daha fazla etkilendiği görülmüştür ($p<0.05$).

Gastrik sıvı gibi pH değeri asidik olan çözeltilerin, polimer esaslı malzemelerin rezin matrisi içinde metakrilat ester bağlarının hidrolizine neden olduğu, polimer ağının hızlı bozulmasına ve fiziksel özelliklerinde azalmaya neden olduğu bilinmektedir (221, 227). Bozulma, polimer matrisinin hidrofilikliğine ve matriks zincirleri üzerindeki hidrolize edilebilir grupların bulunmasına ve konumuna da bağlıdır (228). Seramik bozunma sürecinde iki mekanizma rol oynar: alkali iyonların seçici sızıntısı ve seramik silikat ağının (Si-O-Si) çözünmesi. Bu mekanizmalar, hidrojen iyonlarının veya hidronyum iyonlarının sulu ortamdan seramiğe nüfuz etmesini ve elektrik özelliklerini korumak için seramik yüzeyden alkali iyonlarının sulu çözeltiliye salınmasını içerir. Bu gözlemler taramalı elektron mikroskopuyla da doğrulanmıştır. Silikon iyonlarının, potasyum ve sodyum gibi diğer iyonların salınması cam matriste gözeneklere neden olabilir (229–231). Çalışmamızda polimer yapı içeren Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin gastrik sıvı maruziyeti sonrası yüzeylerinde bakteriyel adherensin artması; materyallerin yüzeylerinde meydana gelen bozulmalardan kaynaklanabilir.

Çalışmamızda değerlendirilen materyallerin yüzeylerinde gastrik asit etkisi ile *S. mutans* adherensin de arttığı görülmektedir. Bu durumu materyallerin yüzey pürüzlülüğünün ve yüzey enerjisinin artmasına bağlayabiliriz. Ancak çalışmamızda yüzey pürüzlülük değerlerine bakılmaması ve SEM analizleri yapılmaması çalışmanın limitasyonlarından biridir.

Kılınç ve Turgut (232); CAD/CAM materyallerine uyguladıkları farklı yüzey bitirme işlemlerinin UV yaşlandırma sonrası materyallerin optik davranışları üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda tüm materyallerde UV yaşlandırma sonucunda renk değişiminin meydana geldiğini göstermişlerdir. Çalışmada kullanılan hibrit seramikler (Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic) ve zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinty) ve feldspatik yapıdaki (Vita Mark II) seramiklerin farklı kimyasal kompozisyonlarının bulunması ve özellikle hibrit seramiklerin yaşlandırma sonrası rezin içeriklerindeki değişimlerin yüzey özelliklerinde etkili olduğu

belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda materyallere yaşlandırma işlemlerinin yapılmaması, materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin yaşlandırma sonrası nasıl etkileneceğini ve sonrasında gastrik asidin ne gibi etkiler göstereceğinin belirlenememesi çalışmanın limitasyonlarından biridir.

Tam seramik restorasyonların şekillendirilmesinde CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır. Dental restorasyonların, CAD/CAM freze sistemi ile üretimi sonrası yüzeylerinde bir miktar pürüzlülük bulunmaktadır. Ancak in vitro çalışmalarda, örnekler CAD/CAM cihazına alternatif bir yöntemle hazırlandığında, bu mikroyapının replikasyonu amacıyla çeşitli yüzey bitirme işlemleri yapılmaktadır. Fasbinder ve Neiva. (15); CAD/CAM cihazları ile elde edilen restorasyon yüzeylerinin taklit edilmesi amacıyla, silikon karbit aşındırıcı kâğıtlar belirli bir düzen doğrultusunda uygulanmış olsa da bu teknik ile tam olarak CAD/CAM freze ünitesinde elde edilen pürüzlülük değeri elde edilememektedir. Bu çalışmada örneklerin hazırlanması; su soğutması altında, 0.3 mm kalınlığındaki elmas grenli disk kullanılarak, Microcut 125 hassas kesim cihazı ile yapılmıştır. Bu yöntem klinik uygulamayı tam yansıtmadığı için çalışmanın bir diğer limitasyonu olarak kabul edilebilir. Ancak aynı boyutlara sahip örneklerin, CAD/CAM sistemleri ile elde edilmesi oldukça fazla materyal ve zaman sarfıyatına yol açacağından bu tez çalışmasında, daha önce birçok araştırmada da (232–236) tercih edilmiş olan düşük hızlı kesme cihazı kullanılmış ve ekonomik açıdan bir avantaj elde edilmiştir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Limitasyonlar dahilinde sonuçlar değerlendirildiğinde;

1. Gastrik aside maruz kalan gruplarda en yüksek *S.mutans* adherensi polisajlı EN, SP gruplarında, en düşük *S.mutans* adherensi ise glazeli CS grubunda görüldü.
2. Kontrol gruplarında (gastrik asit uygulanmayan) en yüksek *S.mutans* adherensi polisajlı CS ve glazeli SP gruplarında görüldü. En düşük *S.mutans* adherensi ise glazeli LU grubunda görüldü.
3. Tüm veneer materyallerinde gastrik asit etkisiyle *S. mutans* adherensi artmıştır. Bu artış en fazla glazeli LU grubunda görülürken, en az *S.mutans* adherensi SP glaze grubunda görüldü. Öyle ise LU materyalinin yüzeyinde gastrik asidin daha fazla etki oluşturduğu, SP materyalinin ise gastrik asitten daha az etkilendiği söylenebilir.
4. Gastrik asit etkisiyle materyallerin yüzeylerindeki *S. mutans* adherensindeki artış sadece glazeli SP ve CS gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadı ($p>0.05$). EN, LU ve ZC gruplarında ise gastrik asit etkisiyle *S.mutans* adherensindeki artış; hem glaze hem de polisaj gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturdu ($p<0.05$).
5. Kontrol gruplarında, farklı yüzey bitirme işlemlerinde (polisaj veya glaze) gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Polisaj veya glaze işlemlerinin, yüzeyde *S.mutans* birikimi açısından değerlendirildiğinde, birbirinden farklı üstünlüğü olmadığı görüldü. Öyle ise glaze yapılamadığı veya ağız içi düzeltmeler yapılan vakalarda yüzeylerin polisaj ile bitirilmesi alternatif bir yöntem olabilir.
6. GÖR veya bulimia nervroza hikayesi olan hastalarda, klinisyenlerin, gastrik asitten daha az etkilendiği için SP veya CS materyali tercih etmesi daha uygun olabilir.
7. GÖR ve bulimia nervroza hastalarında, gastrik asidin CAD/CAM materyallerin yüzeylerine olan etkisini göstermek ve final yüzey bitim işlemlerinin belirlenmesi için daha farklı parametrelerinde değerlendirildiği in vivo veya in vitro şartlarda test edildiği ileri araştırmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKÇA

1. Malament KA (2015). Reflections on modern dental ceramics. *Dentistry today* 34: 10–12.
2. Şener İD, Türker ŞB (2009). Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2009: 61–67.
3. Davidowitz G, Kotick PG (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics* 55: 559–570.
4. Fasbinder DJ (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association* 137: 22S–31S.
5. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal* 28.
6. Awada A, Nathanson D (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 114: 587–593.
7. Fasbinder DJ (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 31: 702–704.
8. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 30: 564–569.
9. He L-H, Swain M (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental materials* 27: 527–534.
10. Coldea A, Swain M V, Thiel N (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 26: 34–42.
11. Lava Ultimate CAD/CAM restorative technical product profile. 2021, <http://multimedia.3m.com/mws/media/747392O/lava-ultimate-restorative-instructionsfor-use-english.pdf> (n.d.). .
12. De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials* 16: 381–388.
13. Taskonak B, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 26: 3235–3241.

14. Bollenl CML, Lambrechts P, Quirynen M (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials* 13: 258–269.
15. Fasbinder DJ, Neiva GF (2016). Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: 56–66.
16. KJ A (2003). Phillips' science of dental materials. *St Louis: WB Saunders* 596: 41–43.
17. Craig RG (1993). *Restorative dental materials* 9 Ed.
18. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (Vol. 194), Quintessence Publishing Company Chicago, IL.
19. Wang S, Zhang K, Zhou X, Xu N, Xu HHK, Weir MD, Ge Y, Wang S, Li M, Li Y (2014). Antibacterial effect of dental adhesive containing dimethylaminododecyl methacrylate on the development of Streptococcus mutans biofilm. *International journal of molecular sciences* 15: 12791–12806.
20. Imazato S (2009). Bio-active restorative materials with antibacterial effects: new dimension of innovation in restorative dentistry. *Dental materials journal* 28: 11–19.
21. Cheng L, Weir MD, Zhang K, Arola DD, Zhou X, Xu HHK (2013). Dental primer and adhesive containing a new antibacterial quaternary ammonium monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *Journal of dentistry* 41: 345–355.
22. Braga SRM, Vasconcelos BT, de Paula Macedo MR, Martins VRG, Sobral MAP (2007). Reasons for placement and replacement of direct restorative materials in Brazil. *Quintessence international* 38.
23. Deligeorgi V, Mjör IA, Wilson NHF (2001). An overview of reasons for the placement and replacement of restorations. *Primary Dental Care* 5–11.
24. Auschill TM, Arweiler NB, Brex M, Reich E, Sculean A, Netuschil L (2002). The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *European journal of oral sciences* 110: 48–53.
25. Hahnel S, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R (2009). Surface characterization of dental ceramics and initial streptococcal adhesion in vitro. *Dental Materials* 25:

969–975.

26. Beyth N, Bahir R, Matalon S, Domb AJ, Weiss EI (2008). Streptococcus mutans biofilm changes surface-topography of resin composites. *dental materials* 24: 732–736.
27. Collins CJ, Bryant RW, Hodge K-L (1998). A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year findings. *Journal of dentistry* 26: 311–317.
28. Carvalho RM de, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH (1996). A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative dentistry* 21: 17–24.
29. Oh W, DeLong R, Anusavice KJ (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry* 87: 451–459.
30. Ranjitkar S, Kaidonis JA, Smales RJ (2012). Gastroesophageal reflux disease and tooth erosion. *International journal of dentistry* 2012.
31. Yu H, Wegehaupt FJ, Wiegand A, Roos M, Attin T, Buchalla W (2009). Erosion and abrasion of tooth-colored restorative materials and human enamel. *Journal of Dentistry* 37: 913–922.
32. Attin T, Koidl U, Buchalla W, Schaller HG, Kielbassa AM, Hellwig E (1997). Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. *Archives of oral biology* 42: 243–250.
33. Mei L, Busscher HJ, Van Der Mei HC, Chen Y, De Vries J, Ren Y (2009). Oral bacterial adhesion forces to biomaterial surfaces constituting the bracket–adhesive–enamel junction in orthodontic treatment. *European journal of oral sciences* 117: 419–426.
34. Cengiz S, İnanç Cengiz M, Saraç YŞ (2008). Gastroözefajial reflü hastalığında dental yaklaşımlar. *GÜ Diş Hek Fak Derg* (Vol. 25).
35. Mörmann WH (2006, September 1). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association* 137.
36. Liu PR, Essig ME (2008, October 1). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)* 29.
37. Preston JD, Duret F (1997). CAD/CAM in dentistry. *Oral health* 87.
38. Jedynakiewicz NM, Martin N (2001). CEREC: science, research, and clinical

- application. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 22: 7–13.
39. Duret F, dentistry JP-C opinion in, 1991 undefined (n.d.). CAD/CAM imaging in dentistry. *europemc.org*.
 40. Preston JD, Duret F (1997). CAD/CAM in dentistry. *Oral health* 87.
 41. Mehl A, Hickel R (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry* 2: 9–35.
 42. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 187–193.
 43. Griggs JA (2007, July 1). Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. *Dental Clinics of North America* 51.
 44. Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *Journal of the American Dental Association* 132: 1301–1303.
 45. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association* 137: 1289–1296.
 46. Marchack CB (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 389–394.
 47. Benington PCM, Khambay BS, Ayoub AF (2010). An overview of three-dimensional imaging in dentistry. *Dental update* 37.
 48. Albuha Al-Mussawi RM, Farid F (2016). Computer-Based Technologies in Dentistry: Types and Applications. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 13: 215–222.
 49. Christensen GJ (2008). In-office CAD/CAM milling of restorations: The future? *Journal of the American Dental Association* 139: 83–85.
 50. Lowe RA (2017). A One-Visit Option: An Alternative to Traditional Ceramic Restorations. *Dentistry today* 36: 100, 102, 104.
 51. Germano F, Germano F, Piro M, Arcuri C, Ottria L (2017). Clinical protocol with digital cad/cam chairside workflow for the rehabilitation of severely worn dentition

- patients. *ORAL & implantology* 10: 247–261.
52. Santos MJ, Mondelli RFL, Navarro MF, Francischone CE, Rubo JH, Santos GC (2013). Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: Five-year follow-up. *Operative Dentistry* 38: 3–11.
 53. Fritzsche G (2013). Cerec omnicam and the virtual articulator--a case report. *International journal of computerized dentistry* 16: 59–67.
 54. Kollmuss M, Jakob FM, Kirchner HG, Ilie N, Hickel R, Huth KC (2013). Comparison of biogenically reconstructed and waxed-up complete occlusal surfaces with respect to the original tooth morphology. *Clinical Oral Investigations* 17: 851–857.
 55. Zaruba M, Ender A, Mehl A (2014). New applications for three-dimensional follow-up and quality control using optical impression systems and oracheck. *International Journal of Computerized Dentistry* 17: 53–64.
 56. Kurbad A, Kurbad S (2013). Cerec Smile Design--a software tool for the enhancement of restorations in the esthetic zone. *International journal of computerized dentistry* 16: 255–69.
 57. Mahl D, Glenz F, Marinello CP (2014). [Digital implant impression taking - an overview]. *Swiss dental journal* 124: 165–186.
 58. Davidowitz G, Kotick PG (2011, July). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America* 55.
 59. Appl J, 515 OS, Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ (n.d.). Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. doi:10.1590/1678-775720150081.
 60. Fasbinder DJ (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 33: 50–52.
 61. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics* 28: 227–235.
 62. Seghi RR, Sorensen JA (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics* 8: 239.

63. Reich S, Hornberger H (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 88: 44–49.
64. Waters M (2002). Introduction to dental materials. *British Dental Journal* 192.
65. An K, Zhao D, Wang Z, Wu J, Xu Y, Xiao G (2016). Comparison of different drying methods on Chinese ginger (*Zingiber officinale* Roscoe): Changes in volatiles, chemical profile, antioxidant properties, and microstructure. *Food chemistry* 197: 1292–1300.
66. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A (2008). Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence international* 39.
67. Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 93: 459–466.
68. Reich S, Schierz O (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical oral investigations* 17: 1765–1772.
69. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics* 23.
70. Azami M, Jalilifiroozinezhad S, Mozafari M, Rabiee M (2011). Synthesis and solubility of calcium fluoride/hydroxy-fluorapatite nanocrystals for dental applications. *Ceramics International* 37: 2007–2014.
71. Pröbster L, Diehl J (1992). Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence International* 23.
72. Fradeani M, Redemagni M (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION* 33: 503–510.
73. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials* 29: 1201–1208.
74. McLaren EA, White SN, of Dentistry S (2000). Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *The Journal of prosthetic dentistry* 83: 216–222.

75. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials* 20: 449–456.
76. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal* 33: 79–85.
77. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research* 86: 142–146.
78. Robert Kelly J (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental clinics of North America* 48: 513–530.
79. Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 27: 83–96.
80. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–25.
81. Burgess JO (2018). Zirconia: The material, its evolution, and composition. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 39: 4–8.
82. Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials* 18: 590–595.
83. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials* 24: 299–307.
84. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia* 50: 5171–5178.
85. Schemmel P, Diederich G, Moore AJ (2016). Direct stress optic coefficients for YTZP ceramic and PTFE at GHz frequencies. *Optics express* 24: 8110–8119.
86. Pereira GKR, Fraga S, Montagner AF, Soares FZM, Kleverlaan CJ, Valandro LF (2016). The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analyses. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 63: 417–442.
87. Traini T, Gherlone E, Parabita SF, Caputi S, Piattelli A (2014). Fracture toughness and hardness of a Y-TZP dental ceramic after mechanical surface treatments.

Clinical oral investigations 18: 707–714.

88. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolomé JF, Requena J, Moya JS, Torrecillas R, Díaz LA (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *Journal of the European Ceramic Society* 23: 2975–2982.
89. Huang S, Binner JGP, Vaidhyanathan B, Todd RI (2014). Quantitative analysis of the residual stress and dislocation density distributions around indentations in alumina and zirconia toughened alumina (ZTA) ceramics. *Journal of the European ceramic society* 34: 753–763.
90. Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang DH, Romberg E, Arola D (2011). Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 22: 1127–1135.
91. Dirxen C, Blunck U, Preissner S (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal* 7: 118.
92. Peumans M, Emilija I, Valjakova B, De Munck J, Cece I, Mishevskia B, Bart I, Meerbeek V (2016). Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials 18.
93. Zimmermann M, Koller C, Hickel R, Kühnisch J (2016). Chairside treatment of amelogenesis imperfecta, including establishment of a new vertical dimension with resin nanoceramic and intraoral scanning. *The Journal of prosthetic dentistry* 116: 309–313.
94. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 92: 557–562.
95. Schepke U, Meijer HJA, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS (2016). Clinical Bonding of Resin Nano Ceramic Restorations to Zirconia Abutments: A Case Series within a Randomized Clinical Trial. *Clinical implant dentistry and related research* 18: 984–992.
96. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The*

- Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 53: 297–303.
97. Horvath SD (2016). Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 37: 638–643.
 98. Öztürk Bayazıt E (2021). Repair of Aged Polymer-Based CAD/CAM Ceramics Treated with Different Bonding Protocols. *International Journal Of Prosthodontics* 34: 357–364.
 99. VitaZahnfabrik. VITA SUPRINITY® PC Glass Ceramic Revolutionized. 2021, <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-44049.html> (n.d.). .
 100. Elsaka SE, Elnaghy AM (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 32: 908–914.
 101. Özcan M (2003). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of oral rehabilitation* 30: 194–203.
 102. Rinke S, Pabel AK, Rödiger M, Ziebolz D (2016). Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case reports in dentistry* 2016.
 103. Güth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal* 32: 865–871.
 104. H R. Vita Enamic Technical and Scientific Documentation 2021. Available from: www.vitanorthamerica.com. (n.d.). .
 105. GC Cerasmart CAD/CAM restorativetechnical product profile 2021. <https://www.gcamerica.com/products/digital/CERASMART/> (n.d.). .
 106. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H (2016). Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dental materials journal* 35: 225–232.
 107. Tekçe N, Pala K, Demirci M TS (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dent Mater J* 35(3): 523–31.

108. IPS e.max ZirCAD_Brochure_ https://www.ivoclarvivadent.com/tr_tr/products/digital-processes/ips-e.max-zircad (n.d.). .
109. Rani V, Mittal S, Sukhija U (2021). An In vitro Evaluation to Compare the Surface Roughness of Glazed, Reglazed and Chair Side Polished Surfaces of Dental Porcelain. *Contemporary clinical dentistry* 12: 164–168.
110. Ruschel VC, Bona VS, Baratieri LN, Maia HP (2018). Effect of surface sealants and polishing time on composite surface roughness and microhardness. *Operative Dentistry* 43: 408–415.
111. Jefferies SR (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America* 51: 379–397.
112. Scheibe KGBA, Almeida KGB, Medeiros IS, Costa JF, Alves CMC (2009). Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of Applied Oral Science* 17: 21–26.
113. Saraç D, Saraç Ş, Külünk Ş, Kural Ç, Külünk T (2006). Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 23: 169–175.
114. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The journal of advanced prosthodontics* 8: 417–422.
115. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO (1992). The effect of glaze on porcelain strength. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 8: 203–207.
116. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry* 75: 18–32.
117. Bissasu SM, Al-Houri NA (2014). Replacement of missing lateral incisors with lithium disilicate glass-ceramic veneer-fixed dental prostheses: a clinical report. *Clinical case reports* 2: 128.
118. Jefferies SR (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental clinics of North America* 42: 613–627.
119. Tanaka A, Nakajima M, Seki N, Foxton RM, Tagami J (2015). The effect of tooth

- age on colour adjustment potential of resin composite restorations. *Journal of dentistry* 43: 253–260.
120. O'Brien WJ (2002). Dental materials and their selection.
 121. Craig RG, Powers JM WJ (2004). Dental materials-properties and manipulation. *Mosby, St Louis*,.
 122. Cheung KC, Darvell BW (2002). Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 18: 163–173.
 123. R G, M C, R P (1995). Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *The International journal of prosthodontics* 8: 311–9.
 124. Bartlett DW, Evans DF, Smith BGN (1996). The relationship between gastro-oesophageal reflux disease and dental erosion. *Journal of oral rehabilitation* 23: 289–297.
 125. Richter JE (1996). Typical and atypical presentations of gastroesophageal reflux disease. The role of esophageal testing in diagnosis and management. *Gastroenterology clinics of North America* 25: 75–102.
 126. López-Alonso M, Moya MJ, Cabo JA, Ribas J, Macías MDC, Silny J, Sifrim D (2006). Twenty-four-hour esophageal impedance-pH monitoring in healthy preterm neonates: Rate and characteristics of acid, weakly acidic, and weakly alkaline gastroesophageal reflux. *Pediatrics* 118.
 127. Mungan Z, Demir K, Onuk MD, Göral V, Boztaş G, Beşışık F al, Yıldırım B, Yeğinsu O (1999). Characteristics of gastroesophageal reflux disease in our country. *Turk J Gastroenterol* 10: 101–106.
 128. Scheutzel P (1996). Etiology of dental erosion--intrinsic factors. *European journal of oral sciences* 104: 178–190.
 129. Eccles JD (1982). Tooth surface loss from abrasion, attrition and erosion. *Dental update* 9: 373–374.
 130. Imfeld T (1996). Dental erosion. Definition, classification and links. *European journal of oral sciences* 104: 151–155.
 131. Mair LH (1999). Understanding wear in dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 20: 19–22.

132. Güngör S, Köprülü H (2004). Gastroözefagial reflü hastalığının dişhekimliğindeki önemi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 5.
133. Järvinen V, Meurman JH, Hyvärinen H, Rytömaa I, Murtomaa H (1988). Dental erosion and upper gastrointestinal disorders. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 65: 298–303.
134. Linnett V, Seow WK (2001). Dental erosion in children: a literature review. *Pediatric dentistry* 23: 37–43.
135. Scheutzel P (1996). Etiology of dental erosion--intrinsic factors. *European journal of oral sciences* 104.
136. Silva MAGS, Damante JH, Stipp ACM, Tolentino MM, Carlotto PR, Fleury RN (2001). Gastroesophageal reflux disease: New oral findings. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 91: 301–310.
137. Munoz J V, Herreros B, Sanchiz V, Amoros C, Hernandez V, Pascual I, Mora F, Minguez M, Bagan J V, Benages A (2003). Dental and periodontal lesions in patients with gastro-oesophageal reflux disease. *Digestive and Liver Disease* 35: 461–467.
138. Güzel KG, Dünder B, Altun Ş (2005). Gastroözefagial reflü hastalığı ve dişhekimliğindeki önemi. *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi* 90: 74–78.
139. Keski-Rahkonen A, Hoek HW, Linna MS, Raevuori A, Sihvola E, Bulik CM, Rissanen A, Kaprio J (2009). Incidence and outcomes of bulimia nervosa: a nationwide population-based study. *Psychological medicine* 39: 823–831.
140. Barabasz M (2012). *ğ. American Journal of Clinical Hypnosis* 54: 353–364.
141. Davison G, Neale J (2014). *Anormal Psikolojisi, Türk Psikologlar Derneği Yayınları*.
142. Harwood MP, Newton JT (1995). Dental aspects of bulimia nervosa: implications for the health care team. *European Eating Disorders Review* 3: 93–102.
143. Lussi A, Hellwig E, Ganss C, Jaeggi T (2009). Buonocore Memorial Lecture. Dental erosion. *Operative dentistry* 34: 251–262.
144. Mello PC, Coppedê AR, Macedo AP, de Mattos M da GC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF (2009). Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. *Journal of Applied Oral Science* 17: 451–456.
145. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN (2010). In vitro fatigue resistance

- of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of prosthetic dentistry* 104: 149–157.
146. Cengiz S, Sarac S, Özcan M (2014). Effects of simulated gastric juice on color stability, surface roughness and microhardness of laboratory-processed composites. *Dental materials journal* 33: 343–348.
 147. Newman MG, T. H. CF (2006). Carranza's clinical periodontology. 10 ed: Philedelphia: Saunders.
 148. Carlén A, Börjesson AC, Nikdel K, Olsson J (1998). Composition of pellicles formed in vivo on tooth surfaces in different parts of the dentition, and in vitro on hydroxyapatite. *Caries research* 32: 447–455.
 149. Busscher HJ, Rinastiti M, Siswomihardjo W, Van Der Mei HC (2010). Biofilm formation on dental restorative and implant materials. *Journal of dental research* 89: 657–665.
 150. ten Cate JM (2006). Biofilms, a new approach to the microbiology of dental plaque. *Odontology* 94: 1–9.
 151. Marsh PD (2004). Dental plaque as a microbial biofilm. *Caries research* 38: 204–211.
 152. Gross EL, Beall CJ, Kutsch SR, Firestone ND, Leys EJ, Griffen AL (2012). Beyond Streptococcus mutans: dental caries onset linked to multiple species by 16S rRNA community analysis. *PloS one* 7.
 153. Kuramitsu HK, Wang B-Y (2011). The whole is greater than the sum of its parts: dental plaque bacterial interactions can affect the virulence properties of cariogenic Streptococcus mutans. *American journal of dentistry* 24: 153–154.
 154. Çakır FY, Gürkan S, Attar N (2010). Çürük mikrobiyolojisi. *H Diş Hek Fak Derg* 34: 78–91.
 155. Ajdic D, Pham VTT (2007). Global transcriptional analysis of Streptococcus mutans sugar transporters using microarrays. *Journal of bacteriology* 189: 5049–5059.
 156. Beighton D (2005). The complex oral microflora of high-risk individuals and groups and its role in the caries process. *Community dentistry and oral epidemiology* 33: 248–255.
 157. Lemos JA, Burne RA (2008). A model of efficiency: stress tolerance by

- Streptococcus mutans*. *Microbiology (Reading, England)* 154: 3247.
158. Türkmen B, Ayhan K, Altuntaş EG (n.d.). Dental Plak Oluşumundan Sorumlu Mikroorganizmalar ve Bunların Tüketilen Gıdalarla İlişkisi. *Nevşehir Bilim ve Teknoloji Dergisi* 5: 51–61.
 159. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical oral implants research* 17 Suppl 2: 68–81.
 160. Rudney JD (2000). Saliva and dental plaque. *Advances in dental research* 14: 29–39.
 161. Steinberg D, Mor C, Dogan H, Zacks B, Rotstein I (1999). Effect of salivary biofilm on the adherence of oral bacteria to bleached and non-bleached restorative material. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 15: 14–20.
 162. Shahal Y, Steinberg D, Hirschfeld Z, Bronshteyn M, Kopolovic K (1998). In vitro bacterial adherence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. *Journal of oral rehabilitation* 25: 52–58.
 163. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 13: 258–269.
 164. Pereira-Cenci T, Cenci MS, Fedorowicz Z, Marchesan MA (2009). Antibacterial agents in composite restorations for the prevention of dental caries. *The Cochrane database of systematic reviews*.
 165. Paes Leme AF, Koo H, Bellato CM, Bedi G, Cury JA (2006). The role of sucrose in cariogenic dental biofilm formation--new insight. *Journal of dental research* 85: 878–887.
 166. Kishen A, Haapasalo M (n.d.). Biofilm models and methods of biofilm assessment Introduction: changing paradigm in endodontic infection.
 167. Shen Y, Stojicic S, Qian W, Olsen I, Haapasalo M (2010). The synergistic antimicrobial effect by mechanical agitation and two chlorhexidine preparations on biofilm bacteria. *Journal of endodontics* 36: 100–104.
 168. McBain AJ (2009). Chapter 4: In vitro biofilm models: an overview. *Advances in*

- applied microbiology* 69: 99–132.
169. Harraghy N, Seiler S, Jacobs K, Hannig M, Menger MD, Herrmann M (2006). Advances in in vitro and in vivo models for studying the staphylococcal factors involved in implant infections. *The International journal of artificial organs* 29: 368–378.
 170. Merson E, Danilov V, Merson D, Vinogradov A (2017). Confocal laser scanning microscopy: The technique for quantitative fractographic analysis. *Engineering Fracture Mechanics* 183: 147–158.
 171. Bakke R, Olsson PQ (1986). Biofilm thickness measurements by light microscopy. *Journal of Microbiological Methods* 5: 93–98.
 172. Mattila-Sandholm T, Wirtanen G (1992). Biofilm Formation in the Industry: A review. *Food Reviews International* 8: 573–603.
 173. STEWART GSAB (1990). In vivo bioluminescence: new potentials for microbiology. *Letters in applied microbiology* 10: 1–8.
 174. Millsap KW, Reid G, Van Der Mei HC, Busscher HJ (1997). Adhesion of *Lactobacillus* species in urine and phosphate buffer to silicone rubber and glass under flow. *Biomaterials* 18: 87–91.
 175. Hurst CJ, Crawford RL, Garland JL, Lipson DA (2007). *Manual of environmental microbiology* American Society for Microbiology Press.
 176. Postollec F, Norde W, De Vries J, Busscher HJ, Van Der Mei HC (2006). Interactive forces between co-aggregating and non-co-aggregating oral bacterial pairs. *Journal of dental research* 85: 231–234.
 177. Razatos A, Ong YL, Sharma MM, Georgiou G (1998). Molecular determinants of bacterial adhesion monitored by atomic force microscopy. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 95: 11059–11064.
 178. Vadillo-Rodríguez V, Busscher HJ, Norde W, De Vries J, Dijkstra RJB, Stokroos I, Van Der Mei HC (2004). Comparison of atomic force microscopy interaction forces between bacteria and silicon nitride substrata for three commonly used immobilization methods. *Applied and environmental microbiology* 70: 5441–5446.
 179. Kishen A, George S, Kumar R (2006). *Enterococcus faecalis*-mediated biomaterialized biofilm formation on root canal dentine in vitro. *Journal of*

biomedical materials research Part A 77: 406–415.

180. Yehia D, Zaki IA, Zaki I, Mahmoud E, Hamzawy A, Abd S (2012). Effect of simulated gastric juice on surface characteristics of direct esthetic restorations 1. *Aust J Basic Appl Sci* 6: 686–694.
181. Preetha A, Banerjee R (2005). Comparison of artificial saliva substitutes. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs* 18: 178–187.
182. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of prosthetic dentistry* 103: 221–227.
183. Yin R, Jang Y-S, Lee M-H, Bae T-S (2019). Comparative evaluation of mechanical properties and wear ability of five CAD/CAM dental blocks. *Materials* 12: 2252.
184. Zhang Y, Kelly JR (2017). Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental Clinics of North America* 61: 797–819.
185. Sulaiman TA (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32: 171–181.
186. Argyrou R, Thompson GA, Cho S-H, Berzins DW (2016). Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 116: 397–403.
187. Celik E, Sahin SC, Dede DÖ (2018). Shear bond strength of nanohybrid composite to the resin matrix ceramics after different surface treatments. *Photomedicine and laser surgery* 36: 424–430.
188. Elsaka SE (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental materials journal* 34: 161–167.
189. Hmaidouch R, Müller W-D, Lauer H-C, Weigl P (2014). Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *International journal of oral science* 6: 241–246.
190. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A (2018). Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry* 119: 626–631.

191. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, Ahn J-S, Ryu J-J (2012). Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of dentistry* 40: 979–988.
192. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-R (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry* 115: 773–779.
193. Al-Wahadni A, Muir Martin D (1998). Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal-Canadian Dental Association* 64: 580–583.
194. Magne P, Oh W-S, Pintado MR, DeLong R (1999). Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *The Journal of prosthetic dentistry* 82: 669–679.
195. Jones L, Lekkas D, Hunt D, McIntyre J, Rafir W (2002). Studies on dental erosion: An in vivo-in vitro model of endogenous dental erosion-its application to testing protection b flouride gel application. *Australian Dental Journal* 47: 304–308.
196. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S (2006). The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry* 96: 122–128.
197. Scurria MS, Powers JM (1994). Surface roughness of two polished ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 71: 174–177.
198. Takeuchi CY, Flores VHO, Dibb RGP, Panzeri H, Lara EH, Dinelli W (2003). Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. *Operative Dentistry-University Of Washington-* 28: 281–286.
199. Değirmenci K, Büyükdere AK (2016). İn Vitro Yöntemlerle Tam Seramiklerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Translusensinin Değerlendirilmesi: Derleme. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* 13–18.
200. Anmol C, Soni S (2014). Effect of two different finishing systems on surface roughness of feldspathic and fluorapatite porcelains in ceramo-metal restorations: Comparative in vitro study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 4: 22.
201. Oğuz Eİ (n.d.). CAD/CAM hibrit seramik kron restorasyonlarının kazıma ve mekanik bitim-parlatma işlemi sonrası yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması. *Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi* 14: 125–132.

202. Meisinger Materials Prep And Polish Guide, 2022 Available from: www.meisinger.de/index (n.d.). .
203. Roulet-Mehrens T, Roulet JF (1982). Smoke stain accumulation on restorative dental materials and hard tooth tissues after polishing with prophylaxis pastes. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-stomatologie* 92: 487–496.
204. Park JW, Song CW, Jung JH, Ahn SJ, Ferracane JL (2012). The effects of surface roughness of composite resin on biofilm formation of *Streptococcus mutans* in the presence of saliva. *Operative Dentistry* 37: 532–539.
205. Lemos JA, Palmer SR, Zeng L, Wen ZT, Kajfasz JK, Freires IA, Abranches J, Brady LJ (2019). The biology of *Streptococcus mutans*. *Microbiology spectrum* 7: 1–7.
206. Phillips RW (1991). *Science of dental materials* WB saunders.
207. Gibbons RJ (1989). Bacterial adhesion to oral tissues: a model for infectious diseases. *Journal of dental research* 68: 750–760.
208. Palomo F, Peden J (1976). Periodontal considerations of restorative procedures. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 36: 387–394.
209. Şahin C, Gülay U (2020). CAD/CAM bloklardan elde edilen restorasyonlarda bitim işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve sitotoksositeye etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 30: 633–638.
210. Marsh PD, Nyvad B (2008). The oral microflora and biofilms on teeth In Fejerskov O. & Kidd EAM (Eds.), *Dental caries* (2 edn, pp. 163–187).
211. Brentel AS, Kantorski KZ, Valandro LF, Fucio SB, Puppini-Rontani RM, Bottino MA (2011). Confocal laser microscopic analysis of biofilm on newer feldspar ceramic. *Operative dentistry* 36: 43–51.
212. Souza J, Mota RRC, Sordi MB, Passoni BB, Benfatti CAM, Magini RS (2016). Biofilm formation on different materials used in oral rehabilitation. *Brazilian dental journal* 27: 141–147.
213. Saxena D, Caufield PW, Li Y, Brown S, Song J, Norman R (2008). Genetic classification of severe early childhood caries by use of subtracted DNA fragments from *Streptococcus mutans*. *Journal of clinical microbiology* 46: 2868–2873.
214. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P,

- Närhi TO (2015). Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials* 31: 1445–1452.
215. Bartlett DW, Coward PY (2001). Comparison of the erosive potential of gastric juice and a carbonated drink in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation* 28: 1045–1047.
 216. Cucchi A, Ryan D, Konstantakopoulos G, Stroumpa S, Kaçar AŞ, Renshaw S, Landau S, Kravariti E (2016). Lifetime prevalence of non-suicidal self-injury in patients with eating disorders: a systematic review and meta-analysis. *Psychological Medicine* 46: 1345–1358.
 217. Saksena R, Bartlett DW, Smith BG (1999). The role of saliva in regurgitation erosion. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 7: 121–124.
 218. Dent J, El-Serag HB, Wallander M, Johansson S (2005). Epidemiology of gastro-oesophageal reflux disease: a systematic review. *Gut* 54: 710–717.
 219. Myklebost P, Mosseng OE GN (2003). Roughness of filling materials subjected to gastric juice. *J Dent Res*.
 220. Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC (2017). Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites—Morphological and Mechanical Evaluations. *Journal of Prosthodontics* 26: 424–431.
 221. Rahim TNAT, Mohamad D, Akil HM, Ab Rahman I (2012). Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dental Materials* 28: e63–e70.
 222. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal* 34: 881–887.
 223. Koller M, Arnetzl G V, Holly L, Arnetzl G (2012). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry* 15: 159–164.
 224. Alnasser M, Finkelman M, Papathanasiou A, Suzuki M, Ghaffari R, Ali A (2019). Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 122: 567.e1-567.e8.

225. Alencar-Silva FJ, Barreto JO, Negreiros WA, Silva PGB, Pinto-Fiamengui LMS, Regis RR (2019). Effect of beverage solutions and toothbrushing on the surface roughness, microhardness, and color stainability of a vitreous CAD-CAM lithium disilicate ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry* 121: 711-e1.
226. Abbasov E (2018). Gastrik asitin hibrit seramik bloklar üzerindeki etkisinin araştırılması ve uygun polisaj yönteminin belirlenmesi.
227. Turssi CP, Hara AT, Magalhães CS de, Serra MC, Rodrigues AL (2003). Influence of storage regime prior to abrasion on surface topography of restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research* 65B: 227–232.
228. Ferracane JL (2006). Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dental Materials* 22: 211–222.
229. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U (2011). Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dental research journal* 8: 6.
230. Dos Santos DM, da Silva EVF, Watanabe D, Bitencourt SB, Guiotti AM, Goiato MC (2017). Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry* 118: 430–436.
231. Milleding P, Haraldsson C, Karlsson S (2002). Ion leaching from dental ceramics during static in vitro corrosion testing. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 61: 541–550.
232. Kilinc H, Turgut S (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry* 120: 107–113.
233. Chongkavinit P, Anunmana C (2021). Optical effect of resin cement, abutment material, and ceramic thickness on the final shade of CAD-CAM ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 125: 517-e1.
234. Turgut S (2020). Optical properties of currently used zirconia-based esthetic restorations fabricated with different techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32: 26–33.
235. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to

- thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry* 113: 534–540.
236. Lawson NC, Burgess JO (2016). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: S40–S45.

