



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GASTRİK ASİTİN HİBRİT SERAMİK BLOKLAR ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI VE UYGUN POLİSAJ YÖNTEMİNİN BELİRLENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Elchin ABBASOV

**Samsun
Haziran-2018**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GASTRİK ASİTİN HİBRİT SERAMİK BLOKLAR ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI VE UYGUN POLİSAJ YÖNTEMİNİN BELİRLENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Elchin ABBASOV

**Danışman
Prof. Dr. Murat YENİSEY**

**Samsun
Haziran-2018**

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren ve öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Sayın Prof. Dr. Murat YENİSEY'e,

Tezime olan katkılarından dolayı tez izleme jürimdeki değerli hocam Prof. Dr. Ertan ERTAŞ'a

Eğitimime ve tezime olan katkılarından dolayı tez izleme jürimdeki değerli hocam Doç. Dr. Çağrı URAL'a

Doktora eğitimim dönemimde bilimsel açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı anabilim dalımızın değerli öğretim üyelerine,

Birlikte çalışmaktan, bir ekip olmaktan her zaman mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Tezimin ve asistanlık eğitimim her aşamasında desteğini esirgemeyen, her zaman yanımda olan değerli eşim, Nigar ABBASOVA'ya ve değerli kızım Safiye ABBAS'a,

Hiç bir zaman yardımlarını esirgemiyeen Dr.Öğr. Görevlisi İdris KAVUT'a,

Doktora eğitimim boyunca hep birlikte olduğumuz, değerli arkadaşlarım Vugar Gurbanov ve Anar ABİLOV'a,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum canım babam, annem, ve kardeşlerime

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi tarafından PYO.DIS.1904.17.013 proje numarası ile desteklenmiştir.

Sevgilerimle Sonsuz Teşekkürler...

ÖZET

GASTRİK ASİTİN HİBRİT SERAMİK BLOKLAR ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI VE UYGUN POLİSAJ YÖNTEMİNİN BELİRLENMESİ

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, in vitro ortamda, gastroözofageal reflü hastalarında gastrik asitin CAD/CAM hibrit seramik blokların parlaklık ve pürüzlülüğü üzerindeki etkisini araştırmak ve bu etkinin olumsuzluklarını minimize etmek için en uygun materyal ve polisaj yöntemini belirlemektir.

Materyal ve Metot: Dört CAD/ CAM blok tipinden (Brilliant Crios, Cerasmart, Enamic ve Vita Mark II) 16 dilim olacak şekilde toplam 64 örnek elde edildi. Örnek yüzeyleri zımparalama ile düzeltildi, parlaklık değerleri ölçüldü. Daha sonra bu örneklerden 8' erli iki alt grup oluşturuldu (a ve b grupları); a grubunu mekanik polisajlı ve b grubunu ise mekanik polisaj+ vernik- glaze uygulanmış örnekler oluşturdu. Her alt gruptaki örnekler uygun yüzey işlemleri yapıldıktan sonra glossmetre cihazıyla yüzey parlaklıkları, AFM cihazıyla da yüzey pürüzlülükleri incelendi. Sonra örnekler gastrik asit uygulandı. Gastrik asit uygulandıktan sonra tekrar parlaklık ve yüzey pürüzlülük değerleri incelendi. Daha sonra örnekler uygun olarak son yüzey işlemleri yapıldı ve son parlaklık ve pürüzlülük değerleri incelendi. İstatistik analiz genelleştirilmiş lineer modeller (Wald İstatistik Testi) ve Tukey HSD testi ile yapıldı.

Bulgular: Polisaj ve vernik- glaze işlemlerinin, blok tiplerinin ve zaman ana etkilerinin parlaklık üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğu görüldü ($p<0,001$). Polisaj ve vernik- glaze işlemlerinin, blok tipinin, zaman ana etkilerinin pürüzlülük üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğu görüldü ($p<0,001$). Grup ve örnek etkileşiminin pürüzlülük ve parlaklık açısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu görüldü.

Sonuç: Çalışmanın sonucunda gastrik asidin CAD/ CAM hibrit ve tamamı seramik blokların yüzey parlaklığı ve yüzey pürüzlülüğünü etkilediği, ancak bu etkilenmenin klinik olarak kabul edilebilir değerler dahilinde olduğu ve ileri GÖR hastalarında CAD/ CAM hibrit ve tamamı seramik blokların ve mekanik ve kimyasal polisaj yönteminin kullanımının uygun olacağı sonucuna varıldı.

Anahtar Kelimeler: AFM; CAD/CAM; GÖRH; Glossmetre; Polisaj

Elchin ABBASOV, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi- Samsun, Haziran- 2018

ABSTRACT

RESEARCH OF THE GASTRIC ACID EFFECT ON HYBRIDE CAD- CAM BLOCKS AND IDENTIFICATION OF APPROPRIATE POLISHING METHOD

Aim: The aim of this thesis is to investigate the effect of gastric acid on the gloss and roughness of CAD/ CAM hybrid ceramic blocks in gastroesophageal reflux patients in vitro and to determine the most appropriate polishing method to minimize the adverse effects.

Material and Method: A total of 64 specimens were obtained with 16 slices of 4 CAD/ CAM block types (Brilliant Crios, Cerasmart, Enamic and Vita Mark II). The sample surfaces were smoothed with sandpaper and the gloss values were measured. Then, from these samples, 8 subgroups were formed (groups a and b); Group a consisted of mechanically polished and group b consisted of mechanical polishing+ varnish- glaze applied samples. After the surface treatments were performed according to the examples in each subgroup, surface gloss values were measured with a glossmeter and surface roughness values were measured with an AFM device. Then gastric acid applied to the samples. Once the acid has been applied the gloss and surface roughness values have been examined again. Final surface treatments were then carried out according to the examples. The final gloss and roughness values were examined. Statistical analysis was performed with generalized linear models (Wald Statistical Test) and Tukey HSD test.

Results: The effects of polishing and glaze treatments, block types and time were found statistically significant on the brightness ($p < 0,001$). The effects of polishing and varnish- glaze treatments, block type, time were found statistically significant on roughness ($p < 0,001$). It was observed that the group and sample interaction were statistically significant in terms of roughness and brightness.

Conclusion: It was concluded that, as a result of the study, gastric acid affected surface gloss and surface roughness of CAD/ CAM hybrid and all ceramic blocks but this effect was within clinically acceptable values, CAD / CAM hybrid and all ceramic blocks would be suitable for advanced GER patients.

Keywords: AFM; CAD/CAM; GERD; Glossmeter; Polishing

Elchin ABBASOV, Ph. D. Thesis

Ondokuz Mayıs University- Samsun, June- 2018

SİMGELER VE KISATMALAR

AFM	:	Atomic Force Microscope (Atomik Kuvvet Mikroskobu)
Bis-GMA	:	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylate
CAD/ CAM:		Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim)
CEREC	:	Chairside Economical Restoration Of Esthetic Ceramics
GÖRH	:	Gastroezofageal Reflü Hastalığı
GÖR	:	Gastroezofageal Reflü
GU	:	Gloss Unit
HF	:	Hidroflorik Asit
KİTAM	:	Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi
nm	:	Nanometre
°C	:	Celcius Santigrad Derece
SEM	:	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SiO₄	:	Silisyum Tetrahedrat
TEGDMA	:	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	:	Üretan dimetakrilat
µm	:	Mikron veya mikrometre

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISATMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Seramikler	4
2.2. Dental Seramikler.....	4
2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	4
2.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	5
2.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
2.3. Rezin Matris Seramikler	18
2.3.1. Rezin Matris Seramiklerin Gelişimi	18
2.3.2. Rezin Matris Seramiklerin Sınıflandırılması.....	21
2.4. Gastroözofageal Reflü Hastalığı (GÖRH)	23
2.4.1. Ekstra Özofageal Sendromlar.....	25
2.5. Bitirme ve Polisaj İşlemleri.....	27
2.5.1. Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Malzemeler	30
2.5.2. Aşındırıcı Tipleri	31
2.5.3. Bitirme ve Polisaj Aletleri	32
2.6. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	38
3. MATERYAL VE METOT	41
3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller	41
3.2. Örneklerin Hazırlanması	43
3.2.1. CAD/ CAM Bloklardan Kesitlerin Alınması	43
3.2.3. Elde Edilen Kesitlerin Yüzey Parlaklıklarının Ölçülmesi.....	45
3.3. Örneklere Yüzey İşlemlerinin Yapılması.....	46
3.4. Örnek Yüzeylerinin İlk Yüzey İşlemlerinden Sonra İncelenmesi	50
3.4.1. Yüzey Parlaklıklarının Ölçülmesi	50
3.4.2. Yüzey Pürüzlüğünün İncelenmesi	51
3.5. Örneklere Simülasyon Gastrik Asit Solüsyonu Uygulaması	52

3.5.1. Simülasyon Gastrik Asit Solüsyonunun Hazırlanması	52
3.5.2. Örneklerin Simülasyon Gastrik Asit Solüsyonunda Bekletilmesi.....	53
3.6. Örnek Yüzeylerinin Gastrik Asit Uygulandıktan Sonra İncelenmesi	55
3.6.1. Yüzey Parlaklıklarının Ölçülmesi	55
3.6.2. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi.....	56
3.7. Son Yüzey İşlemlerinin Yapılması	56
3.8. Örnek Yüzeylerinin Son Yüzey İşlemlerinden Sonra İncelenmesi.....	56
3.8.1. Son Parlaklık Derecelerinin Değerlendirilmesi.....	56
3.8.2. Son Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi.....	57
4. BULGULAR.....	58
4.1. Yüzey Parlaklık Değerlerinin İncelenmesi	58
4.2. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin İncelenmesi	65
4.3. AFM 3D Şekil İncelemeleri	73
5. TARTIŞMA.....	78
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	91
KAYNAKLAR	92
ÖZGEÇMİŞ	107

1. GİRİŞ

Seramikler diş hekimliğinde yüz seneyi aşkın bir süredir yaygın olarak tercih edilen restoratif materyallerdendir. İlk dental seramik materyaller tam dişsiz çenelerin protetik tedavisinde yapay diş materyali olarak kullanılmıştır. John McLean'nın 1960'ların ortalarında alümina porselenleri tanıtımıyla tam seramiklerin dayanıklılığı, estetik özellikleri ve fabrikasyonuna yönelik olumlu özelliklerindeki artışa paralel klinisyenler için kullanım alanı da genişlemiştir (Gracis ve ark., 2015). Estetik, biyouyumlu, yüksek aşınma direncine, düşük plak akümülyasyonuna, renk stabilitesine ve düşük termal iletkenliğe sahip tamamı seramik restorasyonlar hem anterior, hem de posterior da tek diş restorasyonlarında tercih edilmektedir (Yavuzılmaz ve ark., 2005; Renda ve ark., 2015).

Günümüz diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/ CAM) tekniği kullanılarak restorasyonlar yapılabilmektedir. CAD/ CAM tekniği kullanılarak ölçü alınması ile model eldesi, mum modelaj ve döküm gibi işlemler elimine edilmektedir. Klinik ve laboratuvar aşamaları azaltılmakla bu gibi aşamalarda karşılaşılabilecek hatalar da minimize edilerek daha az hatalı restorasyonlar daha kısa zamanda hazırlanabilmektedir. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknikleriyle hem estetik, hem de mekanik özellikleri yüksek olan restorasyonların yapımı mümkün olmaktadır. Bu gibi restorasyonların yapımında kullanılan bloklar birkaç başlık altında sınıflandırılmaktadır. Seramik esaslı CAD/ CAM tam seramik veya zirkonyum bloklar; estetik açıdan, kırılma dayanıklılığı açısından, aşınma direnci açısından yüksek özelliklere sahip olsa da karşıt doğal dişlere karşı abrazyon etki yapmaktadır. Bunun aksine önceki nesil rezin kompozit bloklardan üretilen restorasyonlarda sıklıkla estetik ve mekanik başarısızlıklar yaşanmıştır. Fiziksel, mekanik, kimyasal ve estetik özelliklerini artırmak için rezin esaslı kompozit bloklara seramik özellikli materyaller ilave edilerek diş dokusu ile daha uyumlu fiziksel ve mekanik özelliklere sahip yeni nesil- rezin esaslı seramik hibrit bloklar üretilmeye başlanılmıştır (Coldea ve ark., 2013).

Hibrit bloklar diş hekimliğinde kullanılan güncel materyallerdendir. Bilgisayar destekli tasarım ve üretimde kullanılan hibrit blokların porselen bloklara göre bir takım mekanik ve kimyasal avantajları vardır. Özellikle diş dokusuna mekanik uyumluluğu, tamir edilebilirliği önemli avantajlarındandır. Hibrit seramikler dental tam seramiklerin

birçok dezavantajlarına çözüm olmuştur. Bu yeni nesil seramikler geniş çeşitlilikte sabit protezlerin (inleyler, onleyler, venerler, metal desteksiz tek kronlar ve kısa anterior köprüler) yapımında tercih edilmektedir (Touati ve ark., 1997).

Yeni sınıf seramik-polimer hibrit restoratif materyallerle protetik restorasyonlar tek miling aşaması ile üretilmekte ve ısı işleme gerek duyulmamaktadır.

Bu yeni nesil hibrit bloklar güncelliğini korumakta, klinik ve labaratuvar başarısının artırılması ve endikasyon alanının genişletilmesi konusunda yoğun çalışmalar yapılmaktadır.

Gastroözofageal reflü hastalığı (GÖRH) hem hayat kalitesine olumsuz etkisi, hem de uzun dönemde yol açabildiği komplikasyonları nedeniyle önemli bir sağlık sorunudur. GÖRH gibi tıbbi sistemik rahatsızlıkların ağız içi restorasyonlarda yarattığı olumsuz etkiler bilinmektedir (Yürekli ve Ersoy, 2012). Gastrik asit dişlerin yüzeyindeki ağız sıvısının yerine kolaylıkla geçerek proteolitik etkiyle pepsinin koruyucu dental zarı uzaklaştırmasına yol açar. Yapılan insan ve hayvan çalışmalarında GÖRH ve diş erozyonu arasında ciddi bir bağlantı bulunmuştur (Ranjitkar ve ark., 2012).

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

Yapmayı planladığımız tez çalışmasının amacı GÖRH'nın ağız içi CAD/CAM hibrit restorasyonlara olumsuz etkisini önlemek, azaltmak ve ortaya çıkması öngörülen sorunların çözümü için daha etkili, pratik yüzey işlemleri ve polisaj yöntemini belirlemek ve reflü olan gastrik sıvısının bu materyaller üzerindeki yüzeyel etkisini değerlendirmektir. Hibrit blokların kullanımına ait avantajlarından biri de yüzey pürüzlülüğünü (surface roughness) azaltmak ve yüzey parlaklığını (surface gloss) arttırabilmek için ekstra glaze fırınlanması işlemine tabii tutulmasına gerek olmaması ve üretici firmaların önerdiği farklı polisaj işlemleri ve ışıkla veya kimyasal olarak polimerize olan verniklerin kullanımıyla başarılı bir sonuç elde edilebilmesidir. GÖRH günümüzde stres, sağlıksız beslenme ve benzeri sebeplerden dolayı hızla artmaktadır.

Bu çalışmanın hipotezi; farklı yüzey işlemleriyle CAD-CAM hibrit materyallerin yüksek parlaklık özelliği kazanacağı, asidik gastrik solüsyona karşı yüzey parlaklığını daha iyi koruyacağı ve gastrik asit etkisine maruz kalmış ağız içi restorasyona yüzey işlemleriyle yeniden parlaklık özelliklerinin kazandırılabilceği yönünde kurulmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Seramik sözcüğü Yunanca'da "Keramos, keramikos, keramenes" kelimelerinden türemiştir (Callister, 1997). Seramikler, belirli oranlarda inorganik hammaddelerin karıştırılıp şekillendirildikten sonra pişirilerek sertleştirilmesi ile elde edilen materyallerdir (Geçkinli, 1991). Silikat yapısında olan seramikler, metal olmayan bir elementin bir ya da daha fazla metalle yaptığı bileşiklerdir. Seramikler bir çok sıvılarla, gazlarla, alkali ve zayıf asitlerle reaksiyona girmez (Anusavice ve ark., 2012).

2.2. Dental Seramikler

2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Bir asırdan uzun süredir ideal restoratif materyal arayışında olan diş hekimleri direk restoratif materyal olarak amalgam, kompozitler ve restoratif simanlar uzun süre başarıyla kullanılmışlardır. Bu restoratif materyaller tek üye restorasyonları için kullanılmıştır. Özellikle anterior tek üye restorasyonlar için estetik sonuç kritik derecede önem arz eder. Bununla beraber biyo uyumluluk, uzun ömürlülük, yüzey kalitesinin ve estetik özelliklerinin uzun süre korunması da önemli beklentilerdir. Laboratuvar maliyetlerinin yüksek olması, bu alanda eğitimli teknisyen ihtiyacı ve pahalı laboratuvar cihazlarına gereksinim duyulmasına rağmen, dental seramikler biyouyumlulukları, uzun süreli renk stabiliteyi, uzun süreli kimyasal stabiliteyi, yüksek aşınma dirençleri gibi özelliklerinden dolayı yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Anusavice ve ark., 2012). İlk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği bildirilmiştir (Kelly ve ark., 1996).

1774 yılında eczacı Duchateau tarafından protetik tedavide kullanılmıştır (Akın, 1999). Fil dişinden yapılmış protezlerin renklenmesi, pöröz yapıda olması ve ağız sıvılarını absorbe etmesinden dolayı Duchateau kendisine ilk porselen protezi yaptırmıştır (Jones, 1985; Kelly ve ark., 1996). Nicholas Dubois De Chemant 1788 yılında ilk seramik dişler için patent almıştır (Leinfelder, 2000; Wildgoose ve ark., 2004). Normal diş tonlarına yakın renkte ve yarı şeffaf özelliğe sahip porselen 1838 yılında geliştirilmiştir. Altın yaprak ile kron ve üstüne porselen fırınlanması 1886'da yapılmıştır. İlk porselen jaket kron 1903 yılında diş hekimi Charles Land tarafından yapılmış ve porselenlerin kullanımı artmıştır (Anusavice ve ark., 2012). Yüksek

yoğunlukta sinterize edilmiş ve yüksek oranda saf olan alümina kullanarak tam seramik kron hazırlama yöntemini ilk defa Anderson ve Oden (1993) geliştirmişlerdir. Ticari amaçlı porselen Vita Zahnfabrik tarafından 1963 senesinde geliştirilmiştir (Anusavice ve ark., 2012).

2.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Silika yapısında olan dental seramikler topraksı materyallerdir (Akın, 1999). Dental seramiğin çekirdek yapısı olan silisyum tetrahedratı (SiO_4) merkezde yer alan bir silisyum (Si^{+4}) ile dört oksijen (O^-) atomu kimyasal bağlar yaparak oluşturmaktadır (Anusavice ve ark., 2012). Camı oluşturan bu yapıya erime sıcaklığının düşmesi, yüksek viskozite ve vitrifikasyona direnç gibi bazı özellikler; potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksitler eklenerek elde edilir (Akın, 1983; Anusavice, 1993; Kelly ve ark., 1996).

Genel olarak dental seramiklerin ana yapısını feldspar, kuartz, kaolin oluşturur ve bu “triaksiyel” seramik yapısı olarak adlandırılmaktadır (McCabe ve Walls, 1998; Powers ve Sakaguchi, 2006). Dental porselenin içindeki kaolin miktarı diğer porselenlerden başlıca farkıdır. Farklı yapıdaki porselenler bu materyallerin oranlarının değiştirilmesi ile elde edilirler (Oktay, 2003).

1. Feldspar

Dental porselenlerin %75-85 oranını oluşturan feldspar ana yapıyı teşkil eder (O'Brien, 2002). Esas olarak Sodyum Silikat ($\text{Na}(\text{AlSi}_3\text{O}_8)$)= Albit), Potasyum Silikat ($\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$ =Ortoclase veya Microline), veya kalsiyum Silikat'tan ($\text{CaO}.\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2$) oluşur. Ortoclase feldspar en çok tercih edilen formdur. Seramiklere doğal bir radyolüsentlik veren, göreceli olarak saf ve renksiz olan bir maddedir. Dental porselen yapısında feldsparın yüksek oranda bulunması porselenin çok camsı özellik göstermesine neden olur (Memikoğlu, 1997; Anusavice, 2003). 1100-1300°C'de fırınlamada eriyerek diğer materyalleri bir arada tutan bir matriks oluşturur (Coşkun, 2002).

Doğal feldspar değişik oranlarda potas ve soda ile karışım halinde bulunur. Diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2. Kuartz (Silika, SiO₂)

Matriks içinde doldurucu görevi gören, silisilik anhidrit olan kuartz ana yapıda hacimce %10-30 arasında bulunur. Dental porselenin önemli bir komponenti olarak kuartz, eriyerek akıcılık kazanan materyale tutucu bir iskelet temin eder. Erime derecesi 1700°C olduğu için fırınlama sırasında restorasyonun şeklinin korunmasında yardımcı olur. Porselenin likit kısmı içinde bir miktar eriyerek porselenin ısısız genişleme kat sayısının kontrolünde asıl etkiyi oluşturur. Böylece porselenin fazla fırınlanması sonucunda bu fiziksel özelliği değişmez. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm kazandırır. Dentin porseleninde hacimce %20, mine porseleninde %3 kuartz kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993). Yapı içine fazla oranda ilave edilirse seramiğin ışık geçirgenliğini azaltır. Silikanın düşük ısısız genişleme katsayısı, restorasyonun termal şoklardan zarar görmeden aşındırılmasına izin verir (Eismann, 1980; McCabe, 1985).

3. Kaolin (Al₂O₃.2SiO₂.2H₂O)

Bir alüminyum hidrat silikası (Al₂O₃SiO₂H₂O) olan kaolin volkanik kayaların bozulması ile meydana gelir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Çin kili olarak da bilinen bu porselen ana maddesinin görevi başlangıçta porselenin işlenebilirliğini oluşturmaktır. Yapışkan yapısı ile partikülleri bir arada tutan ince, yumuşak ve kilsel bir maddedir (McLean, 1979; Naylor, 1992). Erime sıcaklığı 1800°C'dir. Porselenin modelajına yardımcı olur (Zaimoğlu ve ark., 1993). Dental porselende hacimce %3-5 oranında bulunur. Ayrıca kuvvetli bir opak özelliğe sahip olduğu için oranı belli bir miktarı aşmaz. Bu nedenle mine porseleninde dentine oranla daha az kullanılır (Eismann, 1980; McCabe, 1985).

4. Diğer maddeler

Dental porselenlerin içeriğinde bu üç ana madde dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya lüminesans özelliğini arttıran çeşitli ajanlar da bulunmaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

2.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler 2 ana katagoriye ayrılmaktadır: Metal altyapıya uygulanan veneer seramikler ve tam seramik üretiminde kullanılan seramikler (Anusavice ve ark., 2012). Dental seramikler çeşitli özelliklerine göre sınıflandırılabilir: fırınlama derecelerine göre, kullanım alanlarına göre, kimyasal yapılarına göre, yapım tekniklerine göre, kristal faz ve matriks faz prensibine göre, mikro yapılarına göre, translüsentliğine göre, kırılma direncine göre, aşınma direncine göre (O'Brien, 2008; Sakaguchi ve ark., 2012; Anusavice ve ark., 2012; Helvey, 2014).

Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Yüksek ısı seramikleri (1288°C-1371°C)

Genellikle suni dişlerin yapımında ve bazen jaket kron yapımında kullanılan yüksek ısı seramikleri %70-90 feldspar, %11-18 kuartz ve %1-10 kaolin içerirler. (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2002). Eritici maddeler içermezler (O'Brien, 2002; Powers, 2006). Çok homojen bir yapıya sahiptirler ve fırınlamada %15 oranında büzülme gösterirler (Naylor, 1992).

2. Orta ısı seramikleri (1093°C-1260°C)

%61 feldspar, %29 kuartz, %5 CaCO₃, %2 Na₂CO₃, %2 K₂CO₃ ve %1 Na₂B₄O₂ içeren orta ısı seramikleri gövde porseleninde kullanılırlar (McCabe ve Walls, 1998; Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2002; Powers, 2006). Homojen bir yapıya sahiptirler ve %15'ten fazla büzülme gösterirler (Naylor, 1992).

3. Düşük ısı seramikleri (871°C-1066°C)

%60 kuartz, %12 feldspar, %11 Na₂B₄O₂, %8 Na₂CO₃, %8 K₂CO₃ ve %1 CaCO₃ içeren bu seramiklerin fırınlama süreleri çok kısadır ve %30-35 oranında büzülme gösterirler. Fırınılandıktan sonra yüzeyleri poröz olduğu için ağız sıvısında rengi değişir ve gri bir renk alırlar ve kırılma olurlar (O'Brien, 2002; Powers, 2006). Jaket kronlarda, metal destekli kronlarda, alüminöz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar (Rosenstiel ve Johnston, 1988; Shillingburg ve ark., 1997).

Düşük ve orta ısı porselenleri fritleme adı verilen bir işlemle üretilir.

Porselenin ham bileşenleri eritilir, soğutulur ve aşırı derecede ince bir toz halini alacak şekilde öğütülür (Shillingburg ve ark., 2010).

4. Ultra düşük ısı seramikleri (750°C-850°C)

870°C altında fırınlanan seramik grupları ultra düşük ısı seramikleridir. Düşük ısıda metal oksit açığa çıkma riskinin az olması avantajlarındandır. Lösit içerikleri ısıl büzülme katsayısını arttıracak kadar fazladır (McCabe ve Walls, 1998; O'Brien, 2002; Powers, 2006).

Kullanım alanlarına göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Tam ve hareketli bölümlü protezlerde kullanılan dental seramikler

Yüksek ısı porseleninden hazırlanan bu seramikler, hareketli protezlerde yapay diş olarak kullanılır. Ana bileşeni feldspardır ve yaklaşık % 15 kuartz ve % 4 civarında kaolin içerirler (O'Brien, 2002).

2. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler

Bazı mekanik özelliklerinin yetersiz kalmasından dolayı seramiklerin metal ile desteklenmesine ihtiyaç duyulmuştur ve 1927 yılında ilk metal destekli seramik yapılmaya başlanmıştır (Fischer, 1999; Craig ve ark., 2004).

3. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler

Seramiklerin gelişimi, kırılma direncinin yükseltilmesi, CAD-CAM teknolojisinin kullanımı, üstün estetik özellikler tam seramiklerin kullanımını hızla arttırmıştır (Anusavice ve ark., 2012). Bu dezavantajlardan ışık geçirgenliğinin düşük olmasına ve metale karşı allerjik reaksiyonun oluşabilmesine günümüz diş hekimliğinde tam seramiklerle çözüm geliştirilmiştir (Probster, 1996; Oden ve ark., 1998; Rammelsberg ve ark., 2000; Kheradmandan ve ark., 2001; Zaimoğlu ve Can, 2004).

Tam seramik kor materyalleri olarak lösitle güçlendirilmiş seramikler, cam infiltre seramikler, lityum disilikat, alümina ve zirkonya kullanılmaktadır (Aboushelib ve ark., 2007).

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan düşük ya da orta ısı seramiklerinde

farklı kristal fazlar güçlendirme ajanı olarak kullanılır. Materyalin mekanik ve optik özelliklerini kristalin fazın miktarı, doğası, partikül büyüklüğü ve dağılımı doğrudan etkiler (McLean ve Odont, 2001). Tamamı seramik malzemelerin sınıflandırma sistemleri, iletişim, eğitici amaçlar, sürekli revizyonlar ve güncellemelere yeni malzemeleri dahil etmek için çok kullanışlıdır. Tamamı seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması Tablo 1’de verilmiştir (Gracis ve ark., 2015). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bazı seramik ve seramik benzeri bloklar Tablo 2’de verilmiştir.



Tablo 1. Tamamı seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması (Gracis ve ark. 2015)

Cam Seramikler	a) Feldspatik	Lösit içerikli
	b) Sentetik	Lityum disilikat içerikli Florapatit içerikli
	c) Cam infiltre edilmiş seramikler	Alümina Alümina ve magnezyum Alümina ve zirkonya
Polikristalin seramikler	a) Alümina	
	b) Stabilize zirkonya	
	c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina	
	d) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya	
Rezin matris seramikler	a) Rezin nanoseramik	
	b) Rezin interpenetrasyon matrisinde cam seramik	
	c) Rezin interpenetrasyon matrisinde zirkonya silika seramik	

Tablo 2. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bazı seramik ve seramik benzeri bloklar

Lösit esaslılar	ProCAD
Aluminyum Oksit esaslılar	In Ceram spinel In Ceram Alumina (kısmi sinterize bloklar), Procera AllCeram
Mika esaslılar	Dicor MGC
Potasyum Aluminyum Silisyum Oksit (cam) esaslılar	Vita blok Mark II
Lityum disilikat esaslılar	Empress II Empress e.max CAD
Zirkonyum Oksit esaslılar	In Ceram Zirkonyum DSC HIP Zircon (tam sinterlenmiş) DC Zircon (tam sinterlenmiş) Empress e.max ZirCAD
Rezin esaslılar	Lava Ultimate GC-Cerasmart Shofu Block HC Vita Enamic Brilliant Crios

Yapım tekniklerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Folyo tekniği

Metal kalınlığının inceltilmesi ve böylece dişin daha az aşındırılması amacıyla folyolar kullanılmıştır. Maliyetin düşürülmesi, pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaması ve estetik restorasyonların yapılması amaçlanmıştır (Hondrum, 1992). Vita- Pt folyo tekniği ince bir oksidize platinyum folyonun (2 µm kalınlığında kalay ile kaplanarak

kalay oksit elde edilir) güdük üzerine adaptasyonu ve bunun üzerine alüminöz porselenin işlenmesi ile yapılan ve metal-seramik teknolojisiyle hazırlanan ilk sistemdir. Daha sonraki sistemler güdük üzerinde şekillendirilen, adapte edilen ve parlatılan prefabrike altın kullanmışlardır. Yeni folyo sistemlerine: Renaissance (Williams Gold Refining Co., A.B.D), Flexobond (Elephant Edel-metaal, Hollanda), Platideck (Schone Edel-metaal, Degussa, Hollanda) örnek verilebilir (Oden ve ark., 1998).

Bu sistemlerin en büyük avantajları estetik olmalarıdır. Kırılma dirençlerinin geleneksel kronlardan daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonlarda başarısız olması kullanım alanlarını sınırlamaktadır (Wall ve Cipra, 1992; Hondrum, 1992; Crispin, 1994). Bu teknikte kullanılan foil kalınlığı 0.025 mm ile 0.05 mm arasında değişmektedir (Chiche ve Pinault, 1994).

2. Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

Metal alaşım sistemlerinin üzerine opak, dentin ve mine porseleni olmak üzere 3 tabaka halinde uygulanan seramiklerdir (Shillingburg ve ark., 1997). Ivoclar, Duceram, Ceramco II, Vita Omega örnek olarak verilebilir.

3. Isıya dayanıklı refractory model üzerinde hazırlanan restorasyonlar:

Refraktör day üzerinde feldspatik, alüminöz ya da ikisinin karışımı olan seramiklerin hazırlandığı tam seramik sistemleridir. Al_2O_3 alt yapı alüminöz porselen Vitadur-N, seramik kronların bu metal alt yapı olmaksızın güçlendirilmesi için geliştirilen ilk sistemdir. Al_2O_3 seramik içindeki çatlak ilerlemesini engeller (Rosenblum ve Schulman, 1997; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Bu teknik genelde laminate veneer, inley, onley yapımında kullanılır. Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Hi-Ceram, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II, In Ceram (Alumina, Spinel, Zirconia) verilebilir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

4. Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler

Bu grup seramikler revetman kalıp içerisine pnömatik kollu özel bir seramik fırınında yüksek ısı ve basınç altında preslenerek elde edilirler. Cerestore, IPS-Empress, IPS-Empress 2 ve IPS E-max örnek olarak verilebilir.

5. Kopya- freze tekniği ile üretilen seramikler

Duplikatın elde edilmesi anlamına da gelen kopya freze tekniği ile yapılan bu sistemde, teknisyenin manüple ettiği mum ya da ışıkla sertleşen alt yapılar hazırlanır ve hazırlanan bu örnekler 80 µm detay kabiliyetine sahip mekanik problemler dokunsal olarak taranır. Toplanan veriler sisteme aktarılır, frezlerin yardımıyla seramik blokların şekillendirilmesi sağlanır. Celay bu sisteme örnek olarak verilebilir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Kopya milleden sistemleri ile, diğer yöntemlerde kullanımı zor olan materyaller de dahil olmak üzere, kullanılacak bir çok materyal seçenekleri vardır. Yüksek erime derecesine sahip ve aşırı oksidasyon gösteren titanyumun dökülmesi zordur. Ancak kolay ve ucuz şekilde kopya milleden materyaller tabii tutulabilmektedir. Kompozit ve seramik de kopya milleden uygulanabilen materyallerdir (Heyman ve ark., 2014).

6. Bilgisayar destekli freze tekniğine dayalı sistemler

CAD/ CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) yani bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim sistemidir. Teknolojinin birçok alanında da kullanılan bir üretim sistemidir. 1977'de Bruce Altschuler tarafından optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi sağlanmıştır 1980'lerde restoratif diş hekimliğinde kullanılmaya başlamıştır. 1984' de Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiştir. 1988' de Werner Mörmann ile Marco Brandestini tarafından ilk dental CAD/ CAM uygulaması İsviçre'de Cerec sistem ile gerçekleştirilmiştir (Liu, 2005). Cihazlar başlangıçta iki eksenli aşındırma yapabilirse de, teknolojidaki gelişmeler günümüzde altı eksenli aşındırma yapabilir hale gelmiştir (Rosenblum ve Schulman, 1997). 1984' ten günümüze Cerec, Duret, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemleri gibi birçok CAD/ CAM sistemi geliştirilmiştir. Son 20 yılda kullanımları gittikçe artan ve günümüz diş hekimliğinin her alanına entegre olan CAD/ CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiştir (Griggs, 2007).

Lazer (optik) teknikleri ve kontakt dijitalizasyon yöntemleri en çok gelecek vaat eden yaklaşımlardır çünkü hem ucuz, hem de hassastırlar (Heyman ve ark., 2014).

Freze ile şekillendirilme yöntemiyle, seramik restorasyonların yapım aşamaları sırasında uygulanan yüksek ısı sonucunda yapının homojen olmaması, yapıda mikroporözitelerin oluşması ve büzölmeye neden olması gibi problemlerin önlenmesi

amaçlanmıştır (Tinschert ve ark., 2001).

Alumina, hibrit seramikler, zirkonya, porselen ve cam infiltre edilmiş alüminyum gibi seramikler, titanyum, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar, çeşitli kompozitler (Raigrodski 2004; Strub ve ark., 2006) ve dayanıklılığı arttırılmış dökülebilir akrilikler CAD/ CAM sistemlerinde kullanılan güncel materyallerdir (Fradeani ve ark., 2005).

CAD/ CAM sistemlerinin restoratif diş hekimliğinde kullanımına yönelik birçok materyal ve teknik geliştirilmiştir ancak tüm sistemler ideal olarak beş temel aşama içermektedir. Bunlar: (1) bilgisayarlı yüzey dijitalizasyonu- preparasyonun intra oral veya ekstra oral olarak taranarak verinin toplanması, (2) CAD yani restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarımının sağlanması, (3) CAM sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretiminin gerçekleştirilmesi, (4) bilgisayar yardımlı estetik ve (5) bilgisayar yardımıyla bitirilmesidir (Anusavice ve ark., 2012).

Üretim metodlarına göre sistemler 3 gruba ayrılırlar:

1. Direkt klinikte uygulanan sistemler

Klinikte intraoral tarayıcıyla diş preparasyonu taranır ve restorasyon hazırlanır. Ör: CEREC ve E4D Dentist

CEREC Sistemi

CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics) seramik rekonstrüksiyon sistemi (Siemens, Almanya) diş hekimliğinde ticari olarak satılan ilk CAD/ CAM sistemi olmuştur. CEREC sistemi 1985 yılında Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' nde kullanılarak bir inley restorasyonu yapımı gerçekleştirilmiştir (Mörmann ve Bindl, 2002). CEREC 1 sisteminde bir intra oral video kamerası diş preparasyonu ve komşu diş yüzeylerini görüntülemektedir. Resmedilen yüzeylerin değerlendirilmesi, Moire fringe yer değiştirmesi ile hesaplanmaktadır. Diş preparasyonunun özellikleri ile restorasyonun sınırları belirlenmektedir. Okluzal yüzeyler ise, okluzyonla ilgili önceden kayıt edilmiş olan şekillendirme kütüphanesinin verileri kullanılarak oluşturulmaktadır. 1987 yılında Cerec 2 piyasaya sürülmüştür. 2000 yılında piyasaya sürülen CEREC 3, tarayıcı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme (Zyrcomat) firmı olmak üzere dört parçadan oluşur. İnley, onley, kron ve veneer yapabilmektedir. İki farklı tarayıcısı ve milledme cihazı vardır: (1) Ağız içi

kamera ve portatif milleden ünitesi sayesinde aynı seansta hasta koltuktayken restorasyon tamamlanabilmektedir. (2) Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemin tarayıcı parçasıdır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de alçı modeli tarayabilmektedir. Taranan modeller elde edilen verilere göre bilgisayar ortamında tasarlanır (Mörmann ve Bindl, 1996; Hickel ve ark., 2011).

DCS Precident Sistem (Digitizing Computer System -DCS-Precident)

DCS Precident sistemi, hem CAD, hem de CAM sistemidir. İlk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanılmıştır ve tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) alt yapı restorasyonu şekillendirilmektedir. PreciScan parçası- bir optik sensör ve tam otomatik lazer tarayıcı içerir ve dişler taranarak ölçümler yapılmaktadır. Precimill frezeleme ünitesinde ise alınan dijital ölçüye uyumlu üretim yapılabilmektedir. DCS Dentform yazılımıyla tasarım yapılmaktadır. Porselen, cam seramik, In-Ceram, zirkonyum, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler kullanılarak bu sistemde üretim yapılabilir. Üst yapılar ise alt yapıyla uyumlu termal genişlemeye sahip veneer porseleni (Vita D ceramics) ile yapılır.

Hint-ELs sistemi

Hint-ELs sistemi (Digident, Griesheim, Almanya), 3 üniteden oluşmaktadır: (1) tarayıcı ve bilgisayar yazılımı, (2) kazıma ünitesi (Hint-ELs hiCut) ve (3) sinterleme fırını (Hint-ELs hiTherm). Tarayıcı ile taranan veriler internet aracılığıyla laboratuvara gönderilir. Bu sayede ölçü kaynaklı hatalar elimine edilir (Giray ve ark., 2007). Freze cihazı 5 eksen etrafında çalışabilmektedir ve otomatik olarak değişebilen farklı uçlar kullanarak aktarılan verilerden alt yapı şekillendirilmektedir (The Voice of Techno-Clinical Dentistry 2004). Hint-ELs sisteminde sadece 4- 5 üyeli köprüler yapılabilir (Giray ve ark., 2007).

2. Laboratuvarda Kullanılan Sistemler: Tarama alçı modelden veya ölçüden yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda alt yapılar üretilir ve teknisyen elde edilen alt yapı üzerine porselen ekleyerek restorasyonu oluşturur. Bu sistemlere örnek olarak: CEREC inLab, DCS Preci-Fit, Cercon, Everest verilebilir.

Cerec InLab

Tarayıcı bilgisayar, tarayıcı tasarım yazılımları ve frezeleme, sinterleme

cihazları bulunan sistemde lazer tarayıcı ile çalışma modelinin dijital görüntüsü alınır ve 25 mikron hassasiyetinde çalışan freze cihazı ile 10 üyeye kadar köprü restorasyonları frezelenebilir.

Everest Sistemi

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya), 3 üniteden: (1) Everest scan (tarayıcı ve dizayn programı), (2) Everest Engine (kazıma ünitesi), (3) Everest Therm (sinterleme fırını)' den oluşmaktadır. Önce tarama ünitesinde model taranır, daha sonra aynı tarama ünitesinde alt yapı dizayn edilir. Dizayn edilen alt yapı kazıma ünitesinde üretilir (Giray ve ark., 2007). Freze cihazı 5 eksen etrafında çalışabilmektedir. CNC yazılımı sayesinde daha komplike yapılar işlenebilmektedir (Kavo Everest, 2009). Everest sistemi ile 14 üyeye kadar varabilen köprüler, inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior kron restorasyonları yapılabilir (Çetindağ ve Meşe, 2016).

Cercon Sistem

Cercon Smart Ceramics (DeguDent) adı ile de bilinen bu system 1999 yılında geliştirilmiştir. Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya) MAD-CAM sistemiyle alt yapı hazırlamasıyla diğer sistemlerden farklıdır. Sistem 2 üniteden: (1) frezeleme ve lazer tarayıcı içeren Cercon beyin (brain) ünitesi ve (2) sinterleme fırını Cercon ısı (heat) ünitesinden oluşur (Besimo ve ark., 2001). Alt yapının dizaynı için laboratuvarında konvansiyonel yöntemlerle mum modelaj hazırlanır ve hazırlanan mum modelaj gümüş tozlarıyla kaplanarak Cercon beyin (brain) ünitesine yerleştirilir. Lazer tarayıcı ile üç boyutlu olarak taranır ve elde edilen yazılım frezleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı oluşturmak için sinterize edilmemiş "Cercon base" adı verilen bloklar kullanılır (Qilo ve ark., 2008). CAD/ CAM sistemi ile hazırlanan Cercon Eye/ Art CAD/ CAM Sistemi, Cercon sistemine alternatif olarak üretilmiştir. Bu sistemde, her model için 16 üyeye kadar tarayabilen lazere ilave üç kamera sistemi kullanır. Bu sistemde The Art Software yazılımı kullanılmıştır ve yazılım sayesinde full konturlu bir kron tasarımı hazırlanabilir. 60 saniyeden daha az bir sürede herbir üyeyi tarar ve işleme sokar ve 20 mikron veya daha altında bir tarama hassasiyetine sahiptir (Shree Lakshmi Dental Laboratory, 2000).

ZENO Tec Sistemi

Tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (Zeno CAD), kazıma ünitesi (Zeno 4030) ve sinterleme fırınından (Zeno Fire) oluşan Zeno Tech sistemiyle (Wieland, Pforzheim, Almanya), ölçü sonrası elde edilen modeller taranır ve bilgisayar yazılımıyla ZENO CAD cihazında elde edilen verilere göre tasarımı yapılır. (Giray ve ark., 2007). ZENO zirkonya disklerinden elde edilen, bükülme dayanıklılığı 1300 MPa olan alt yapılar sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanır ve sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır (Zeno-TEC technical product profile). Üretilen alt yapıların üzerine kırılma dayanıklılığı 120 MPa olan ve TEK (Termal Ekspansiyon Katsayısı)'ı uyumlu lösitsiz HDAM™ (high density advanced microstructure) ZIROX sistemi veneer seramik olarak uygulanır (Tosun, 2007).

3. Üretim Merkezli CAD/ CAM Sistemleri

Bu sistemlerde klasik yöntemlerle ölçüden elde edilen model, laboratuvarında tarandıktan sonra veriler internet aracılığıyla ana üretim merkezine gönderilir. Veriler özel yazılımlarla tasarlandıktan sonra CAM cihazlarıyla üretilen alt yapı restorasyon, üzerine porselen fırınlanması için tekrar laboratuvara geri gönderilir. Ör: Procera, LAVA

LAVA Sistem

Tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi (milling) ve sinterleme fırını (Lava Therm, 3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) gibi üç farklı üniteden oluşan bu sistem, 2002 yılında 3M-ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür (Piwowarczyk ve ark., 2005). Ölçüden model elde edilir, elde edilen model özel tarayıcı ile taranır ve özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon tasarlanır. Elde edilen veriler kazıma ünitesine aktararak alt yapıları yarı sinterlenmiş (non-HIP) bloklarından hazırlanır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 11 saat 1500° C'de sinterlenir. Renklendirme işlemi alt yapılar final sinterlemeden önce 7 farklı renk seçeneğiyle yapılabilir (Piwowarczyk ve ark., 2005). Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanır (Giray ve ark., 2007). Bu sistemle, tek kronlar, üç ve dört üyeli köprüler ve splintlenmiş kronlar üretilebilir (Suttor, 2004).

Procera All-Ceram Sistem

Özel bir tarayıcı, yazılım (Procera software), gelişmiş bir bilgisayar ve internet bağlantısına ihtiyaç duyan bu sistem, 1993'de Andersson, Oden, Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials iş birliği ile geliştirmiştir. Procera, yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit (Procera AllCeram), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon), titanyum (Procera AllTitan) alt yapı restorasyonlar üretmek için geliştirilmiş bir CAD/ CAM sistemidir. Procera sistemine ait CAD ünitesi laboratuvarlarda, bilgisayar destekli üretim ünitesi (CAM) ise sadece İsveç ve A.B.D olmak üzere iki merkezde bulunur. Laboratuvarda tarayıcı (Procera Scanner) ile modeller tarandıktan sonra, taranan görüntü e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik' e yollanır. Elde edilen veriler doğrultusunda CAD yazılım programı kullanılarak koping tasarlanır. Final sinterizasyon sırasında oluşacak %15–20'lik büzülme karşılamak amacıyla büyütülmüş güdük hazırlanır. Üretilen alt yapı çok yüksek sıcaklıklarda (>1550° C) sinterlenmekte, daha sonra uygun bir termal genleşmeye sahip alüminus seramik ile kaplanmaktadır (Odman ve ark., 2001). Bu sistemde alümina kullanılarak 0.25 mm kalınlığında alt yapılar elde edilebilir (Andersson ve ark., 1998).

2.3. Rezin Matris Seramikler

2.3.1. Rezin Matris Seramiklerin Gelişimi

CAD/ CAM blokları ile ilgili son gelişmeler, özellikle yeni polimerizasyon modları, yenilikçi mikro yapılar ve farklı kompozisyonlar üzerine gerçekleşmiştir (Coldea ve ark., 2013). Son yıllarda, restorasyonların üretiminde faydalanılan CAD/CAM seramik materyallerinin kullanım alanları daha da genişlemiştir (Stawarczyk, 2012; Elsaka, 2014). Bu materyaller, gelişmiş mekanik özelliklere, uzun kullanım ömrüne, üstün optik ve estetik özelliklere sahiptir (Çekic ve ark., 2016). Bu avantajları yanı sıra, tam seramik restorasyonların kırılma yapıları ve tamir işlemi için yerinden çıkarılmasında problemlerle karşılaşmaktadır (Lauvahutanon ve ark., 2014; Nguyen ve ark., 2014). Bu sebeplerden dolayı, ağız içi tamiri mümkün olan CAD/ CAM kompozit rezin esaslı bloklar kullanılmaya başlanmıştır. Dental CAD/ CAM'lerin gelişimi ile kompozit rezin ve seramik materyallerin olumlu özellikleri bir araya getirilerek rezin esaslı seramikler üretilmiştir (Spitznagel ve ark., 2016). Seramik ve polimer çift ağ yapısına sahip bu materyallerin, yapılan çalışmalarda, daha az kırılma

olduğu, daha kolay işlenebildiği ve daha iyi kenar uyumuna sahip olduğu görülmüştür (Spitznagel ve ark., 2014).

CAD/ CAM blokları son zamanlarda indirekt restorasyonlar dünyasında devrim yaratarak, endüstriyel olarak üretilen yüksek performanslı malzemeler olarak tanıtılmıştır. Seramik esaslı CAD/ CAM bloklar estetik açıdan, kırılma dayanıklılığı açısından, aşınma direnci açısından yüksek özelliklere sahip olsa da karşıt doğal dişlerde abrazyon etki yapmaktadır (Coldea ve ark., 2013). Yapılan çalışmalarda, geleneksel kompozit rezinlerin ana yapısını oluşturan monomerlerin tamamının polimerizasyon reaksiyonu sonucunda polimerlere dönüşmediği gösterilmiştir. Bu oran geleneksel rezin kompozitlerde %50-60 olarak tespit edilmiştir. Dental laboratuvarlarda ise bu oran %70-80 civarındadır (Knobloch, 1999). CAD/ CAM ile işlenebilir güçlendirilmiş rezin matriks kompozitlerin polimerizasyonu sanayide yüksek basınç ve ısı ile gerçekleştirilmektedir (Nguyen ve ark., 2012; Mainjot ve ark., 2016). Bu materyallerde monomerlerin polimerlere dönüşüm oranı %90-95'den daha yüksektir (Knobloch ve ark., 1999). Fiziksel, mekanik, kimyasal ve estetik özelliklerini artırmak için rezin esaslı kompozit bloklara seramik özellikli materyaller ilave edilerek diş dokusu ile daha uyumlu fiziksel ve mekanik özelliklere sahip yeni nesil- rezin esaslı seramik hibrit bloklar üretilmeye başlanılmıştır (Coldea ve ark., 2013). CAD/ CAM blokları, el yapımı materyallere kıyasla, daha homojen, kusur ve gözeneklerden uzak ve güvenilirlerdir. Restorasyon yapımı için plastisiteye ihtiyaç duyan direkt kompozitlerin aksine doldurucu hacim içeriğinin artırılmasına izin verirler (Giordano, 2006). CAD/ CAM hibrit materyalleri ile ilgili özellikle güçlü ve zayıf yönleri direkt ve indirekt kompozitlerle karşılaştırılmış ve CAD/ CAM blokları için kullanılan yeni polimerizasyon modlarından, özellikle yüksek sıcaklığın (HT) ve en önemlisi yüksek sıcaklık ile birlikte yüksek basınç (HT-HP) ile polimerize olanların, ışıkla sertleşenlere kıyasla dönüşüm derecesinin önemli ölçüde arttığı gösterilmiştir. Endüstriyel işlemler dolgu maddesi içeriğinin güçlendirilmesine ve daha az kusurla, daha homojen yapıların üretilmesine izin verir. Buna ek olarak, artan dönüşüm derecesi ve farklı monomer kompozisyonu nedeniyle, CAD/ CAM blokları, toksisite ve monomer salınımı açısından daha avantajlıdır. Son zamanlarda üretilen CAD/ CAM blokları, bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) içermez ve artık HT 100 °C ve bazen HP 150 MPa içeren yüksek performanslı endüstriyel polimerizasyon işlemleri ile fotopolimerize olmazlar (Sadoun,

2011; Nguyen ve ark., 2012). Sonuç olarak, hibrit CAD/ CAM bloklar artık lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler gibi doğal diş ve implant üstü restorasyonların yapımında kullanılabilir.

Rezin matris seramikler; porselen cam, seramik ve cam seramik içeren polimerlerdir. Rezin blok materyaller; hibrit, nano-hibrit ve nano doldurucu içeren, standart parametreler altında yüksek sıcaklık ve basınçta üretilen kompozitlerdir (Nguyen ve ark., 2014). Bu materyaller, rezin (%25 hacimce) ve nanoseramik (%75 hacimce) içeren polimer infiltre ağ yapılı seramik (VITA Enamic, VITA Zahnfabrik), rezin nanoseramik (Lava Ultimate, 3M Espe, Brilliant Crios, Coltene) ve nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik (Cerasmart, GC Dental Products) bloklardır (Acar ve ark., 2016).

“Hibrid seramik”, malzeme bilimi kavramlarına atıfta bulunmayan ve malzemelerin gerçek özelliklerini yansıtmayan kafa karıştırıcı bir ticari addır. Gerçekte, bileşim veya dolgu boyutu tam olarak aynı olmasa bile, bu yeni kompozit bloklar, HT polimerize edilmiş UDMA- bazlı bir matriks içerisine dağılmış durumdaki doldurucu partiküllerini barındıran dolgu materyalleridir (Awada ve Nathanson, 2015). Seramiklere kıyasla sertliklerinin daha az olması, üretim ve tamir işlemlerini kolaylaştırmaktadır ve indirekt rezin kompozitlere göre fiziksel ve optik özellikleri daha iyidir (Elsaka, 2014). Rezin matris hibrit seramikler organik matris parçacıkları olan seramik materyalleri kapsar. Seramiklerin geleneksel tanımı dikkate alındığında organik bir matrisin varlığı, bu materyallerin teorik olarak yazarlar tarafından sınıflandırma önermelerinde açıklanabilir. Bununla birlikte dental prosedürler ve isimlendirme ADA (American Dental Association) sınıflandırmasının 2013 versiyonuna göre porselen/ seramik terimi “ağırlıklı olarak inorganik refraktör içerikli porselen, cam, seramik içeren preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya öğütülmüş maddeler olarak tanımlandığı için rezin matris seramikler yeni sınıflamaya dahil edilmiştir. Bu nedenle bu sınıfta sunulan malzemeler daha az baskın organik faz varlığına bakılmaksızın refraktör inorganik bileşiklerden oluştuğu için bu kategoriye dahil edilmiştir. İmalatçılar restoratif diş hekimliğinde bu seramik benzeri materyaller için çok çeşitli endikasyonlar önermektedir. Tanımlamayla ilgili tartışmalara rağmen rezin matris seramikler sürekli geliştirilmektedir. Bu gruba ait seramikler geleneksel seramiklere kıyasla bazı avantajlara sahiptir: (1) geleneksel seramiklere kıyasla dentinin elastik modülüne daha

yakın bir malzeme olması, (2) cam matris seramiklerden ve polikristalin seramiklerden daha kolay ayarlama ve öğütme, (3) kompozit rezinle onarım ve modifikasyonu kolaylaştırma gibi avantajları vardır. Rezin matris seramiklerin bileşenlerinde önemli farklılıklar olmakla beraber CAD/ CAM'e özel hazırlanmışlardır (Gracis ve ark., 2015). Bu yeni nesil hibrit bloklar güncelliğini korumakta, klinik ve laboratuvar başarısının artırılması ve endikasyon alanının genişletilmesi konusunda yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Piyasada polimer infiltre seramik ağ yapılı ve rezin nanoseramik materyaller olmak üzere iki farklı yapıda hibrit seramikler bulunmaktadır (Stawarczyk ve ark., 2015). Porselen fırını kullanmadan, tek seansta, bu restorasyonların bitirme ve parlatma işlemleri tamamlanabilmektedir (Fasbinder ve Neiva, 2016). Yapılan çalışmalarda, bitirme ve parlatma işlemlerinin materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve rengi üzerinde etkisi gösterilmiştir (Fasbinder ve Neiva, 2016; Özarıslan ve ark., 2016).

2.3.2. Rezin Matris Seramiklerin Sınıflandırılması

Rezin matris seramikler içerdığı inorganik bileşenlerine göre aşağıda belirtilen 3 sınıfta incelenmektedir (Gracis ve ark., 2015):

- 1) Rezin nanoseramikler
- 2) Rezin interpenetrasyon matrisinde cam seramikler
- 3) Rezin interpenetrasyon matrisinde zirkonya silika seramikler

1. Rezin Nanoseramikler

Ağırlıkça yaklaşık %80 oranında nanoseramik partiküllerle güçlendirilmiş yüksek sertliğe sahip rezin matristen oluşurlar. Ayrık silika nanopartiküllerinin kombinasyonu (20 nm çapında), zirkonya nanopartikülleri (4 – 11 nm çapında) ve zirkonya– silika nano kümeleri doldurucular arasındaki boşlukları azaltır ve materyale yüksek nano seramik içeriği kazandırır (Gracis ve ark., 2015). Bu doldurucular geleneksel seramik, polikristalin seramik (zirkonya) ve seramik- zirkonya kombinasyonundan oluşabilir (Lambert ve ark., 2017). Nanoseramik materyalinin elastik modülü 10-20 Gpa'dır ve bu değer dentinin elastik modülüne yakın değerler gösterdiği için seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe ettiği belirtilmiştir. Kırılma direnci 204 MPa'dır ve bu değer lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakın, feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan yüksektir (Zhang ve ark., 2013). Aşınma derecesi yılda 2-10 mikron civarındadır. Yüksek şok absorbe etme özellikleri olan

nanoseramiklerin implantüstü restorasyonlarda seramiklere göre daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Nanoseramikler, cam seramiklere oranla karşıt dişte meydana getirdikleri aşınma çok daha azdır (Raigrodski, 2004).

Venerler, inley/onley, anterior ve posterior tek kron, anterior ve posterior kısa köprü yapımında kullanılması endikedir (Lambert ve ark., 2017).

Bu gruba örnek olarak: Lava Ultimate (3M ESPE), Cerasmart (GC), Brilliant Crios (Coltene) verilebilir.

2. Rezin İnterpenatrasyon Matrisinde Cam Seramikler

Bu gruba dahil olan seramikler tipik olarak ikili ağ yapısından oluşurlar:

A) Feldspatik seramik ağı (ağırlıkça %86/ hacimsel %75)

B) Polimer ağı (ağırlıkça %14/ hacimsel %25)

Bu materyaller çift ağılı hibrit diye de isimlendirilirler (Dirxen, 2013). Seramik partiküllerinin spesifik kombinasyonunda %58- %63 SiO₃, %20- %23 Al₂O₃, %9- %11 Na₂O, %4- %6 K₂O, %0,5- %2 B₂O₃, ve %1' den daha düşük Zr₂O ve CaO bulunmaktadır. Polimer ağ ise Uretan Dimetakrilat (UDMA) ve Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)'dan oluşmaktadır (Gracis ve ark., 2015). Yapılarında yüksek oranda bulunan seramik ağı, bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir. Bu sayede bloklar seramik ve kompozit materyallerinin özelliklerini taşımaktadır. Ağırlık olarak %14, hacimsel olarak %25'ini oluşturan polimer ağı ise yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşturmaktadır. Polimer ağ yapısı sayesinde çatlak ilerlemesi sorunu tam seramiklere nazaran azaltılmıştır. Özellikle posterior bölgede yüksek yükleme kapasiteleri sayesinde, kron restorasyonlarında kullanılırlar (Raigrodski, 2004). Bu gruba örnek olarak: Enamic (Vita Zahnfabrik), Shofu block HC (Shofu) verilebilir.

3. Rezin İnterpenatrasyon Matrisinde Zirkonya Silika Seramikler

Bu materyallerin içeriği; Silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentler gibi farklı organik matrislerin yanı sıra ağırlıkça %60' dan fazla inorganik yapıdan oluşur. Bu gruba örnek olarak MZ100 blok ve Paradigm MZ-100 blok (3M-ESPE) verilebilir (Gracis ve ark., 2015).

2.4. Gastroözofageal Reflü Hastalığı (GÖRH)

Gastro özofageal reflü (GÖR), özofagusa mide içeriğinin kendiliğinden geri gelmesidir ve günde her insanda birkaç kez olabilecek, semptom ve mukozal hasara yol açmayacak fizyolojik bir olaydır, bir hastalık değildir. Bu fizyolojik olay uyku esnasında çok az görülür. GÖRH ise reflü sonrasında semptom ve mukozal hasar oluşması olarak tanımlanır. Retrosternal yanma (heartburn), regurjitasyon (yenilen yiyecek ve içeceklerin, kusma olmaksızın ağıza geri gelmesi) gibi en tipik semptomlarıyla hayat kalitesine olumsuz etkisi ve uzun dönemde yol açabildiği komplikasyonlar sebebiyle gastro özofageal reflü hastalığı önemli bir sağlık sorunudur. Tanımı ve sınıflamasında Montreal sınıflaması yaygın kullanılmaktadır. GÖRH, bu sınıflamaya göre, hastayı rahatsız eden semptomlara ve/ veya komplikasyonlara yol açan mide içeriğinin özofagusa reflüsünün (mide asidinin ve yiyeceklerin yemek borusuna geri kaçışı) olduğu durum olarak tanımlanır (Vakil ve ark., 2006). Montreal sınıflamasına göre, özofageal ve ekstra özofageal sendromlar gibi aşağıda belirtilen iki temel başlıkta incelenmektedir: (1) Özofageal sendromlar: reflü sendromu, reflü- göğüs ağrısı sendromu ve özofagus hasarıyla birlikte olan sendromlar (Barrett özofagusu, Reflü özofajit, peptik strüktür veya özofagus adenokarsinomu)'dır. (2) Ekstra özofageal sendromlar ise: reflü öksürük sendromu, reflü astım sendromu, reflü larenjit sendromu ve reflü dental erozyon sendromu şeklindedir (Tablo 3). Barret özofagusu- özofajiti, distal özofagustaki normal skuamöz epitelin yerine metaplazi içeren anormal kolumnar mukozanın geçtiği bir durum olarak tanımlanır.

Tablo 3. Montreal sınıflaması

	Reflü sendromu
Özofageal Sendromlar	Reflü- göğüs ağrısı sendromu
	Özofagus hasarıyla birlikte olan sendromlar
	Reflü öksürük sendromu
Ekstra özofageal sendromlar	Reflü astım sendromu
	Reflü larenjit sendromu
	Reflü dental erozyon sendromu

Obezite ve ileri yaş, GÖRH açısından hazırlayıcı risk faktorleridir. Obezite yaygınlığının gelişmiş ülkelerde GÖRH prevalansı ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Lakin, obezite ve ileri yaşla beraber, pozitif aile öyküsü, hiatus hernisi, ilaç kullanımına bağlı özefajial zedelenme, sigara, alkol, psikolojik stres gibi nedenler de risk faktörlerini oluşturmaktadır (Stanghellini, 1999; Jaspersen, 2000; Hollenz ve ark., 2002). Çikolata, kahve, kola, alkol, nane ve baharatlı yiyecekler de GÖRH'ü provoke eden diğer yiyecek ve içeceklerdir (Bartlett ve Coward, 2001). Daha çok batı toplumlarının bir hastalığı olmakla bilinen GÖRH, Asya ülkelerinde de son dönemlerde hızla artmaktadır. Dünyadaki prevalansı %7- 25, doğu Asya ülkelerinde %2,5- 7,8 ve Avustralya'da ise %11,6 civarında değişmektedir (El-Serag ve ark., 2014). Yapılan çalışmalara göre ise Türkiye'de GÖRH sıklığı %20 ile %33 arasında bulunmuştur. Bu yüzdeye göre Türkiye'de GÖRH'nin batı toplumlarına yakın sıklıkta görüldüğü söylenebilir. GÖRH'nin komplikasyonlarının tanısında endoskopi önemli bir yer tutmakta olsa da daha çok semptomatoloji ile tanı konan bir hastalıktır. GÖRH, hayat kalitesinde önemli bozulmaya neden olur. Bu bozulma miyokard infarktüsü, artirit, hafif kalp yetmezliği gibi bazı kronik medikal hastalıklarla karşılaştırıldığında aynı düzeyde veya daha fazla bulunmuştur (Enck ve ark., 1999). Hastanelere ayakta yapılan başvurularda en sık koyulan sindirim sistemi hastalığıdır. Karaciğer hastalıklarından sonra en fazla sağlık harcamaları yapılan gastrointestinal sistem hastalığıdır. Kadın ve erkeklerde GÖRH eşit sıklıkta görülmektedir. Erkek ve yaşlı hastalarda komplikasyonlar daha sık görülmektedir. Klinik uygulamaları kolaylaştıran Montreal sınıflandırması patofizyolojik ve semptomatik tanılamayı birleştirir. Sadece semptomlarla tanı konulabileceği gibi pH testi veya empedans testleri, endoskopi yardımı ile de tanı konulabilir. Montreal sınıflandırması kullanılan teknolojidен bağımsız bir sınıflamadır. GÖRH'na genellikle semptomaya dayalı tanı koyulmaktadır. Klinik çalışmalarda tutarlılık sağlayabilmek ve tanıda karşılaşılan güçlükleri aşabilmek için çeşitli formlar kullanılmaktadır. Soru formları: semptomlara dayalı (Gastroesophageal Reflux Questionnaire- GERQ, GERD Symptom Assessment Scale- GRAS, GERD Activity Index- GRACI vb.), hayat kalitesine dayalı (Gastroesophageal Reflux Disease Health Related Quality of Life- GERD- HRQL, Heartburn Specific Quality of Life Instrument- HBQOL) ve en son geliştirilen hem semptomlara dayalı hem de semptomların ciddiyeti, sıklığı, hayat kalitesini de kapsayan (Hibrid formlar,

Domestic/International Gastroenterology Surveillance Study– DIGEST, Reflux Questionnaire– ReQuest vb.) sorulardan oluşmaktadır (Mouli ve Ahuja, 2011). Uzun dönem komplikasyonları Barret özofagiti, peptik strüktür, özofagus adenokarsinomadır.

GÖRH'nın tedavisinde antiasit, H₂ reseptör blokörleri, proton pompa inhibitörleri, aljinik asit, prokinetik ajanlar ve b. gibi ilaçlar kullanılmaktadır. Tedaviye olumlu yanıt vermeyen ve ilerlemiş vakalarda ise antireflü cerrahisi uygulanmaktadır (Ayık ve Erdinc, 2003).

2.4.1. Ekstra Özofageal Sendromlar

Ekstra özofageal sendromlar da iki alt grup sendromlar olarak incelenmektedir:

1. Kesin bağlantılı olan sendromlar
2. Muhtemel bağlantılı sendromlar

Ekstra özofageal sendromlar reflüye tanı konma şekline göre değişkenlik gösterebilmekle beraber Batılı ülkelerde ortalama %30-80 arasında bildirilmektedir (Jaspersen, 2003).

Kesin Bağlantısı Olan Sendromlar

Kesin bağlantılı olan sendromlar reflü öksürük sendromu, reflü astım sendromu, reflü larenjit sendromu, dental erozyon sendromudur.

1. Reflü Öksürük Sendromu

Reflü öksürük sendromu olan GÖRH'ında kronik öksürük genellikle gündüz saatlerinde olur, uzun süreli ve balgamsız olur. Bu hastalarda genellikle öncesinde üst solunum yolu enfeksiyonu hikayesi vardır. Kronik öksürük etiyolojisinde GÖRH en sık görülen 3. nedendir (Irwin, 2000).

2. Reflü Astım Sendromu

GÖRH prevalansı astımlı hastalarda %34-89 arasında rapor edilmektedir (Kiljander, 2004). Yapılan 28 çalışmanın sistematik analizi sonucunda astımlı hastaların %59'unda reflü semptomlarının, %51'inde anormal pH izlemi sonuçlarının, %51'inde hiatal herninin, %37'inde özofajit olduğu saptanmıştır (Havemann, 2007). Yemek veya egzersiz sonrası, sırtüstü yatınca kötüleşen, alerjik etken olmayan ve erişkin yaşta başlayan astımda GÖRH düşünülmelidir (Richter, 2005). Özellikle zor tedavi edilen astım hastalarında GÖRH mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır (Irwin, 1993).

3. Reflü Larenjit Sendromu

Yapılan çalışmalarda asitin, pepsin ve konjuge safra asitlerinin larenkse toksik etkisi sonucunda hastalarda reflü larenjiti oluşmaktadır ve sese kalınlaşma, globus hissi, boğazı sık sık temizleme ihtiyacı, tekrarlayan boğaz ağrısı görülmektedir.

4. Reflü Dental Erozyon Sendromu

Gastro özofageal reflü gibi tıbbi sistemik rahatsızlıkların dişlere ve ağız içi restorasyonlara bir sıra olumsuz etkisi bilinmektedir. Bakteriye bir etken olmaksızın asitin etkisiyle meydana gelen diş sert doku kaybı dental erozyon olarak tanımlanmaktadır. Nadiren erozyon ve çürük birlikte görülmektedir. Çünkü eroziv ataklar sırasında ağız ortamında pH 4,2'nin altındaki değerlere ulaşmaktadır. Bu sebeple S. mutans, metabolik faaliyetlerini sürdürememektedir. Klinik ve mikroskopik olarak da erozyon diş çürüğünden farklı özelliklere sahiptir (Güngör, 2001). Erozyona iç ve dış kaynaklı olmak üzere birçok etken sebep olmaktadır. Dişte gastrik sıvıdaki proteolitik pepsin enzimi ve hidroklorik asitin sindirici etkisiyle erozyonlar oluşur. Gastrik reflü sıvısı özellikle uyurken, biriktiği atipik alanlarda erozyon oluşturabilir (Grippa ve ark., 2004). GÖR hastalığı olan bireylerin düzensiz doku çözümleri özellikle maksiller anterior dişlerinin palatinal yüzeylerinin gingival marjini hizasında gözlemlenir (Abrahamsen, 2005). Mine ince ve translusens yapıya dönüşür. Tamamen aşındığından posterior okluzal ve anterior palatinal yüzeylerde dentin açığa çıktığı bildirilmiştir (Şener ve ark., 2008).

Gastrik asitin pH'ı 1- 1,5 arasındadır. Her hastada ortaya çıkan diş erozyonunun şiddeti, regürjitasyonun sıklığına, tükürük ve diş yapısına, ağız hijyenine ve beslenme alışkanlıklarına bağlı olarak farklı olabilmektedir (Scheutzel, 1996). Tükürüğün içeriğindeki protein, glikoprotein, kalsiyum fosfat ve florür kimyasal maddelerin dengesi erozyonu önleyebilmektedir (Linnett ve Seow, 2001). Kusma, regürjitasyon, GÖR sonucu minenin kritik çözünürlük pH'ı 5,5'in altına kolayca inebilmektedir. Gastrik asitin dişte erozyon meydana getirebilmesi için en az 1-2 sene haftada birkaç kez dişlerle temas etmesinin gerekli olduğu belirtilmektedir (Dabsan ve ark., 2002). Mine tabakası sürekli gastrik asit etkisine maruz kaldığında yüzeylerinde demineralizasyon gerçekleşmektedir (Baron ve ark., 2003; Dabsan ve ark., 2002). Diş yüzeyi kayıplarına kronik kusma, kusma içeren bulimia, anoraksia ve reflü hastalıklarının neden olabileceği bilinmektedir (Al-Dlaigan ve ark., 2001). Düşük

tükürük tamponlama kapasitesine sahip GÖR hastalarında daha şiddetli erozyon lezyonları meydana geldiği belirtilmektedir (Gudmundsson ve ark., 1995). GÖR hastalarından alınan mide içeriğinin aşındırıcı etkisinin, asitli ve kolalı içeceklere kıyasla daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Ancak ileri vakalarda alt çenedeki dişler ve diğer ağız içi dokuların da etkilendiği, alt posterior dişlerin çiğneyici ve ön yüzeylerinin erozyona maruz kaldığı saptanmıştır. Gastrik asitle erozyona uğrayan dişlerde hassasiyet, kötü estetik görünüm ve diş ağrıları da görülebilir (Gilmour ve Beckett, 1993; Imfeld, 1996). Gastrik asit etkisiyle aslında tam olarak bir aşınma olayı yoktur. Asit etkisiyle zayıflamış ve çözünmüş olan mine yüzeyi, diğer aşınma olaylarının daha kolay oluşmasına neden olur ve bu yüzey tabakası ortamdaki uzaklaşır. Etkilenmiş ve yüzeyden uzaklaşmış tabakanın altından etkilenmemiş sağlam yüzey ortaya çıkar ve bu yüzey de bir sonraki asit ataklarından etkilenir (Ganss ve Lussi, 2008). GÖR hastası olan yetişkin bireylerde erozyon derecesinin (%80) yüksek oranda olduğu yapılan bir çalışmada bildirilmektedir (Tuğut ve ark., 2009). İngiltere’de yapılan bir çalışmada reflü sonucu, erkeklerde bukkal/ labial ve palatinal/ lingual yüzlerde erozyonun kadınlara göre daha fazla olduğu belirtilmiştir (Dugmore ve Rock, 2004). Meurman ve ark. (1994) GÖRH olan kişilerin dişlerinde erozyon görülme sıklığının %55 olduğunu belirtmişlerdir.

GÖR hastalarında reflü sonucunda oluşan asitik ortamdaki seramik yüzeyler de etkilenebilir. Disfonksiyonel oklüzyon, diş sıkma, diş gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlıklar etkilenen diş minesini ve seramik yüzeylerin daha fazla aşınmaya uğramasına sebep olur (Cengiz ve ark., 2008). Estetik ve bir sıra avantajlarından dolayı seramikler günümüzde en çok kullanılan restoratif materyallerdir, fakat karşıt dişe yüksek derecede abrazyon etkileri vardır (Hudson ve ark., 1995). Oral ortamdaki asidik ve alkalik sıvılardan etkilenmesinden dolayı seramik restoratif yüzeyler çok iyi cilalanmalıdır (Cengiz ve ark., 2008).

2.5. Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Restorasyonların ömrünü ve estetiğini arttıran uygun bitirme ve polisaj işlemleri en önemli aşamalardır. Pürüzlü yüzeyler, materyalin bükülme dayanıklılığını azaltır. Dental seramiklerin yüzeyleri parlak ve pürüzsüz olmalıdır (Bessing ve Wiktorsson, 1983; Özden ve Kansu, 1998). Pürüzlü restorasyonlar karşıt sert dokularda aşınmaya sebep olur ve sonrasında dişlerde boyanma miktarını artırır (al-Hiyasat ve

ark., 1997). Zamanla karşıt dişlerde ve restorasyon çevresinde leke, plak ve diş taşı birikir (Wright ve ark., 2004). Dolayısıyla mikroorganizmaların tutunması kolaylaşır, ağız hijyeni bozular, yumuşak dokularda enfeksiyon ve dental uruk sıklığı artar (Kawai ve ark., 2000; Martınez-Gomis ve ark., 2003; de Silva ve ark., 2006). Lekelenmeler, parlaklık kaybı ve renk değişiminden dolayı estetik kalite duser (Chu ve ark., 2000). CAD/ CAM cihazlarıyla hazırlanmış restorasyonların frezeleme işlemi sonrası dış hatlarının dusertilip cilalanması gerekmektedir (Fasbinder ve Neiva, 2016). Bitirme ve polisaj işlemleri uygulanmamış restorasyonların uzun dönemde ikincil uruk oluşumu, yuzey renklenmeleri ve pürüzlü restorasyon yuzeylerindeki plak retansiyonunda görülen artışa bağlı evre yumuşak dokularda enflamasyona neden olduğu belirtilmiştir (Schmidlin ve Göhring, 2004; Antonson ve ark., 2011). Sirtunme katsayısı ve aşınma oranında artışın pürüzlü yuzeylerde daha yüksek olduğu grlmektedir. Bunların yanı sıra, polimerizasyonu tamamlanmış kompozit restorasyonların yuzeyinde oluşan oksijen inhibisyon tabakası yuzey özelliklerini bozduğu için, polimerizasyon sonrası uygun polisaj yapılarak kaldırılmalıdır (Schmidlin ve Göhring, 2004; Scheibe ve ark., 2009). Restorasyonun hastaya teslim esnasında yapılan okluzal uyumlama işlemi sonucunda pürüzlü bir okluzal yuzey oluşmaktadır ve bu da restorasyonun intraoral olarak bitirme ve parlatma işlemlerini gerekli kılmaktadır (Amaya-Pajares ve ark., 2016). Materyalin renk uyumu, renk stabilitesi, parlaklığı, yuzey pürüzsüzlüğü ve sızdırmazlığı estetik bir restorasyonun başarısını gösteren belirgin özelliklerdir (lmez, 2013). Kullanılan restorasyonun özelliklerinin yanı sıra bitirme ve polisaj işlemleri de başarılı bir restorasyon için çok önemlidir. Restorasyon ara yuzündeki kenar bütünlüğünün sağlanması ve yumuşak dokuların sağlığı bakımından da polisaj büyük önem taşımaktadır (Gedik ve ark., 2005; Saraç ve ark., 2006; Scheibe ve ark., 2009). Yapılan bir çalışmada, pürüzlü yuzeylere göre düzgün ve parlak kompozit yuzeylerinin daha az renklendiği grlmüştir (Patel ve ark., 2004). Başka bir çalışmada yuzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında olumlu bir ilişki olduğu bulunmuştur (Aykent ve ark., 2010). Diğer bir çalışmada polisaj işlemleri sonrası elde edilen düzgün ve parlak restorasyon yuzeylerinde, yaşlanmaya bağlı yuzey pürüzllğnin azaldığı belirtilmiştir (Küçükeşmen ve ark., 2010). Kullanılan restoratif materyallerin organik matriks ve inorganik doldurucu tipleri, partikül boyut ve miktarları ve kullanılan aletler restorasyonun yuzey yapısını etkilemektedir ve

polisajlanabilme özelliklerini belirlemekte önemlidir. Polisaj sonrasında yüzeyin pürüzlü kalmasının en önemli nedenlerinden biri inorganik doldurucu partiküller ve organik matriks sertliklerinin birbirlerinden farklı olmasıdır. Organik matriksten daha sert olan inorganik doldurucu partiküller daha güç aşınmaya maruz kalırlar ve bitirme, polisaj işlemi sırasında bazı partiküllerin yüzeyde çıkıntı oluşturmalarına, bazılarının yüzeyden ayrılarak boşluklar bırakmasına yol açarlar (Dayangaç ve ark, 2000; Gedik ve ark, 2005; Saraç ve ark., 2006; Zimmerli ve ark., 2011). Yapılan bir çalışmada restorasyonların polisajlanabilme özelliklerini resin monomerleri ve doldurucu miktarının etkilediği bildirilmiştir. Ayrıca, firmanın önerdiği aynı marka polisaj malzemeleriyle, doldurucu partiküllerin sertliği, boyutları ve miktarına bağlı olarak, en iyi sonuçların elde edildiği bildirilmiştir (Berger ve ark., 2011).

Diş hekimliğinde kullanılan bitirme ve polisaj işlemleri ayrı ayrı tanımlanmalıdır. Bitirme işlemi, polisaj işlemlerinden önce yapılan restorasyonun bitim sınırlarındaki düzensizliklerin kaldırılması, anatomik konturların oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğünün ilkin giderilmesi için yapılan işlemlerdir. Polisaj işlemi ise, bitirme işlemi sırasında restorasyon yüzeyinde meydana gelen daha mikro çizikleri, yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve düzgün, ışığı yansıtan, mine benzeri parlak bir yüzey elde etmek için yapılan işlemdir (Schmidlin ve ark., 2004; Antonson ve ark., 2011).

Bitirme ve polisaj işlemlerinin etkinliği restoratif materyalin tipi (kompozit resin, cam iyonomer, amalgam, porselen-seramik materyaller, hibrit seramikler vb.), restoratif materyal veya aşındırıcının fiziksel özellikleri (sertlik, esneklik, kalınlık, porözite vb.), restoratif materyal ve aşındırıcı arasındaki sertlik farkı, aşındırıcının partikül boyutu, miktarı ve şekli, yapılan işlemin hızı ve restorasyon materyaline basıncı, kullanılan kayganlaştırıcılar (su, suda çözünen polimer, gliserol, silikon yağı, vazelin vb.) gibi değişkenlere bağlıdır (Jefferies, 2007; Scheibe ve ark., 2009; Pereira ve ark., 2011).

Bitirme ve polisaj işlemleri restorasyonlarda bir sıra avantajlar sağlar. Doğru bitirme ve polisaj işlemleri sayesinde anatomik konturlar doğru oluşturulur, restorasyon kenarları düzgün ve parlak olur, restorasyonun kırılma riski azalır. Pürüzsüz bir yüzey elde edilir, daha az plak birikimi olur ve yüzeyde korozyon ve bozulma riski azalır. Oral fonksiyonları ve çiğneme etkinliğini geliştirir. Düzgün bir yüzey elde ederek normal diş fırçalama ve diş ipi kullanımı ile tüm yüzeylere, kenar bölgelere ve interproksimal

alanlara erişim kolaylaşır. Pürüzsüz restorasyon kontakları ve oklüzal yüzeyler oluşturulur ve bu sayede karşıt ve komşu dişlerde daha az aşınma olur. Işığı yansıtan, parlak ve daha estetik restorasyonlar elde edilebilir (Jefferies, 2007; Pereira ve ark., 2011). Oklüzal düzeltmeler, GÖR sebebiyle ağıza gelen mide asiti, karbonatlı içecekler, restorasyon yapıştırıldıktan sonra yüzeyi tekrar pürüzlendirebilir (Sasahara ve ark., 2006). Yüzeyi bozulan ve pürüzlenen porselenin yeniden parlatılması gerekir. Bu işlem için ya tekrar glaze yapılır, ya da diskler, lastikler içeren değişik parlatma setleriyle parlatma işlemleri yapılır (Kelly, 2004).

2.5.1. Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Malzemeler

Bitirme ve parlatma işlemlerinde kullanılan enstrümanların ve tekniklerin pürüzsüz bir yüzey oluşturması beklenmektedir. Aynı zamanda bitirme ve polisaj işlemlerinin restorasyonun bükülme dayanımını en üst seviyeye çıkarması, kırılma ve çatlak riskini azaltması, restorasyonun aşındırma özelliğini azaltarak karşıt dişlerin aşınmasını en aza indirmesi ve bakterilerin restorasyon yüzeyine tutunmasını engelleyerek maksimum pürüzsüzlükte bir restorasyon oluşturması beklenmektedir (Kakar, 2007). Kompozit restorasyonların bitirme işlemleri kaba ve ince bitirme işlemleri olarak iki aşamada yapılmaktadır. Bu işlemler için karbid ve elmas frezler, beyaz taşlar kullanılmaktadır (Saraç ve ark., 2006). Kaba bitirme aşamasında restorasyonun kenar fazlalıkları bitirme ve polisaj bıçakları ile alındıktan sonra su spreyi altında tungsten karbid frezlerle ilk biçimlendirilmesi tamamlanır. İnce bitirme aşamasında ise kaba, orta ve ince grenli elmas bitirme frezleri kullanılarak bitirme işlemleri tamamlanır.

Kompozit restorasyonların polisaj işlemlerinde polisaj lastikleri, polisaj diskleri, bantlar, alüminyum oksit veya elmas içerikli polisaj patları gibi birçok materyal kullanılmaktadır (Saraç ve ark., 2006). Polisaj işlemleri bittikten sonra ise yüzey koruyucu vernikle ‘surface sealing’ veya ‘marginal sealing’ diye tanımlanan glaze uygulanır. Vernik, bağlayıcı ajan ya da özel ajanlar ile pürüzlendirilmiş diş-dolgu sınırına ve restorasyonun oklüzal yüzeyine fırça ile ince tabaka halinde uygulanır. Resin yüzey sertliğinde artış ve resinin aşınma hızını azaltmak için uygulanan bu ajanlar, resin yüzeyindeki mikroskobik pürüzlülüklere penetrasyon yapar ve aynı zamanda daha pürüzsüz ve parlak yüzey elde edilir. Uygulanan bu verniklerin kenar sızıntısı, renklenme ve plak oluşumunu önlediği de bildirilmektedir (Dayangaç, 2000; Dayangaç,

2004). Bitirme işlemlerinde kullanılan malzemelere oranla polisaj işlemlerinde kullanılan malzemeler daha ince grenlidirler. Polisajdan sonra polisaj öncesine oranla daha pürüzlü yüzeyler ortaya çıkabilmektedir. Bu gibi durumları önlemek için uygulanacak polisaj ürününün ve tekniğinin dikkatli seçilmesi çok önemlidir (Dayangaç, 2000).

Diş hekimliğinde yapılan estetik restorasyonların optik özellikleri, restorasyonun doğal diş ile uyumu açısından önemlidir. Restoratif materyallerin kimyasal yapısı, kor yapısındaki kristal miktarı ve partiküllerinin büyüklüğü optik özelliklerini etkilemektedir (Çekic ve ark., 2012). Parlatma işlemlerinde kullanılan materyaller CAD/ CAM rezin seramiklere doğal dişlere benzer ışık yansıma ve kırılma özellikleri kazandırarak estetik görünümü en üst düzeye çıkarmalıdır (Fasbinder ve Neiva, 2016).

2.5.2. Aşındırıcı Tipleri

Alüminyum oksit, karbid bileşikler, elmas partikülleri, silikon dioksit, zirkonyum oksit ve zirkonyum silikat, diş hekimliğinde bitirme ve polisaj malzemelerinde kullanılan aşındırıcı tipleri arasında sayılabilir (Zimmerli ve ark., 2011).

Alüminyum Oksit

Sertliği sayesinde aşındırıcı olarak veya kesici aletlerin bileşiminde kullanılmaya uygun olan alüminyum oksit partiküllerinin, bitirme ve polisaj malzemelerini üretmek için seramikle katılaştırılmış beyaz taşlar içine katılmasıyla, kağıt veya polimer diskler, bantlara yapıştırılması ya da lastik uçlara emdirilmesi yoluyla kullanılmaktadır. Ayrıca, yüzeyin pürüzsüzleştirilmesi ve parlatılmasında küçük alüminyum oksit partikülleri polisaj patına karıştırılarak porselen ve kompozit gibi bir çok restorasyon materyalinin polisajında kullanılabilir (Jefferies, 2007; da Costa ve ark., 2011).

Karbid Bileşikler

Silikon karbid, bor karbid ve tungsten karbiden oluşan aşındırıcılar karbidin bileşik formundaki aşındırıcılardır. Bu grupta tungsten karbiden üretilen frezler aşındırma ve kesme işlevi gören çok yivli bitirme frezleridir. Bir bağlayıcı eşliğinde disk ve lastiklere eklenen silikon ve bor partikülleri ise düşük hızda döner aletlerle kullanılırlar. Elma sonra ikinci sert aşındırıcı silikon karbididir. İnce, ekstra ince, iki

kat ekstra ince grenli olan bu grubun diskleri siyahtır. Mikrofil kompozitlerde etkilidirler (Jefferies, 2007).

Elmas Partikülleri

Oldukça etkili bir aşındırıcı olan elmas bilinen en sert maddedir ve sertliğini uzun süre koruyabilmektedir. Elmas frezlerde olduğu gibi, sert bir matrikse çeşitli boyutlarda ve dayanıklılıkta elmas tozu kaplanabilir. Lastiklerin ve polisaj patlarının içerisine de aşındırıcı özelliğinden dolayı ince elmas partikülleri katılabilmektedir (Jefferies, 2007).

Silikon dioksit

Lastikler veya elastik bitirme ve polisaj malzemelerinde silikon dioksit kullanılmaktadır. Astropol bitirme ve polisaj sistemlerindeki (Ivoclar Vivadent) başlangıç bitirme ve orta grenli polisaj malzemeleri bu aşındırıcılara örnek verilebilir (Jefferies, 2007).

Zirkonyum oksit

Elastik veya lastik benzeri bitirme ve polisaj malzemelerinde kullanılmaktadır (Jefferies, 2007). Silicone Points C Type (Shofu) zirkonyum oksit içerikli aşındırıcılara örnek verilebilir (Watanabe ve ark., 2005).

Zirkonyum silikat

Küçük partikül boyutlu sert bir aşındırıcı olan zirkonyum silikat cila ajanı olarak kullanılmaktadır. Bantlarda, disklerde ve polisaj patları gibi polisaj malzemelerinde sıklıkla kullanılan doğal bir mineraldir (Jefferies, 2007).

2.5.3. Bitirme ve Polisaj Aletleri

Karbid bitirme frezleri

Şekil verme ve bitirme işlemleri için kullanılmaktadırlar. Karbid bitirme frezleri, aşındırıcı özelliklerinin düşük olmasından dolayı, yumuşak dokuya daha az zarar verirler (Jefferies, 2007). Mikrofil kompozitlerde başarılı değildirler ama hibrit kompozitlerde düzgün yüzeyler oluşturulabilir (Dayangaç, 2000).

Elmas bitirme frezleri

Bu gruptan olan frezler, kompozit ve porselen gibi restoratif materyallerin şekillendirilmesi için kullanılmaktadırlar. Elmas bitirme frezleri ile pürüzsüz yüzey elde edilebilir (Jefferies, 2007). Karbid bitirme frezlerinden farklı olarak, elmas bitirme frezleriyle hem hibrit, hem de mikrofil kompozitlerin her ikisinde de oldukça düzgün yüzeyler oluşturulabilir. Değişik şekillerde, boyutlarda ve gren büyüklüklerinde üretilen bu frezlerle bitirme işlemlerinde genellikle daha kaba grenle başlanır ve daha ince grenle devam edilir. Yüksek hız türbününde düşük hızla, her zaman su soğutmasıyla kullanılmalıdırlar. Yüksek aşındırıcı özelliklerinden dolayı, materyal kaldırmada yüksek oranda etkilidirler, fakat ileri bitirme ve polisaj işlemlerinde belirgin bir pürüzlü yüzey bırakırlar. Bu nedenle, aşındırıcı kaplanmış diskler, polisaj lastikleri ve polisaj patları gibi diğer bitirme ve polisaj malzemeleri genellikle elmas bitirme frezlerinin devamında kullanılmaktadır (Dayangaç, 2000).

Taşlar

Aşındırıcı partikülün çeşidine göre değişik renklerde olan taşlar, birbirine yapıştırılmış veya organik rezin ile bağlanmış aşındırıcı partiküllerden oluşmaktadır. Silikon karbid içeren taşlar yeşil, alüminyum oksit içeren taşlar ise beyaz renktedirler. Elmas frezlere göre düşük kesme ve aşındırma etkisine sahip taşlar, restorasyonu şekillendirmek ve bitirmek için kullanılırlar. Aşındırıcı gren boyutuna bağlı olarak taşlar, kaba, orta ve ince olmak üzere üç farklı tipte aşındırma sağlamaktadırlar. Silikon karbid ve alüminyum oksit taşlardan daha fazla kesme etkinliğine sahip elmas taşlar, bitirme işlemlerinde kullanılırlar (Jefferies, 2007).

Bitirme ve polisaj disk ve bantları

İnce polimer veya plastik bir zemin üzerine aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ile aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar elde edilirler. Aşındırıcı olarak genellikle alüminyum oksit kullanılmaktadırlar. Etkinliğini kısa sürede kaybettiği için klinik kullanımı kısa sürelidir ve tek kullanımlıdırlar (Jefferies, 2007; da Costa, 2011). Kaba grenli disk ile başlanır ve çok ince grenli disklere doğru belli bir sıralama ile devam edilir. Düz veya konveks yüzeylerde özellikle kullanılırdırlar. Ön bölgedeki restorasyonlarda ve interproksimal alanlardaki küçük fazlalıkların kaldırılmasında iyi sonuç verirler. Arka bölgedeki restorasyonlarda sınırlı kullanıma sahiptirler. Aşındırıcı

emdirilmiş fırçalar ve aşındırıcı lastiklerin sivri uçlu ve bardak tipleri bu alanlarda daha iyi sonuç vermektedir (Gedik ve ark., 2005; Jung ve ark., 2005; Kapdan ve ark., 2010). Diskler, basınç uygulamadan su spreyi altında kullanılırlar (Dayangaç, 2000).

Sof-Lex System (3M ESPE), FlexiDisc (Cosmedent), Moore-Flex Polishing System ve Moore-Silicon Carbide Discs (E.C. Moore), OptiDisc (Kerr Corporation) ve Super-Snap (Shofu) bu gruba örnek verilebilir (Jefferies, 2007).

Yapılan çalışmada, ince elmas partiküller içeren lastiklere (Astropol, Ivoclar Vivadent) ve silikon karbid emdirilmiş fırçalara (Astrobrush, Ivoclar Vivadent) göre alüminyum oksit kaplanmış disklerin (Super-Snap, Shofu) daha pürüzsüz yüzey sağladıkları bildirilmiştir. Ancak posterior bölgedeki restorasyonların konkav veya konveks yüzeylerinde disklerin yetersiz kaldıkları bildirmiştir (Başeren, 2004).

Lastikler

Yumuşak ve elastik bir matrikse (doğal veya sentetik lastikler, silikon veya diğer sentetik elastik polimerler) ince veya çok ince grenli aşındırıcı partiküllerin ilave edilmesiyle polisaj lastikleri elde edilirler (Jefferies, 2007). Alüminyum oksit içeren patlarla birlikte de kullanılabilen, yumuşak olduklarından dolayı çabuk aşınan bu lastikler, elmas bitirme frezlerinden sonra kullanılır (Dayangaç, 2000). Bu lastiklerin çeşitli tipleri (tekerlek, bardak ve sivri uçlu) vardır ve aşındırıcı kaplanmış disklerin erişemediği ön dişlerin lingual ve arka dişlerin oklüzal yüzeylerinde de kullanılabilirler. Genellikle düşük turlu cihazlarla kullanılmak için farklı şekillerde, boyutlarda ve sertlik derecelerinde setler halinde bulunurlar. Sterilizasyon yapıldıktan sonra birkaç kez kullanılabilir. Silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksit gibi aşındırıcı tipleri polisaj lastiklerinde kullanılmaktadır. Alüminyum oksit içerikli bitirme lastikleri başlangıç bitirme ve anatomik şekillendirme işlemleri için ve silikon veya elmas içerikli polisaj lastikleri ise ön polisaj işlemleri için önerilmektedir.

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

Daha kısa zamanda pürüzsüz yüzeyler elde edilen, şekillendirme, bitirme ve polisaj işlemleri tek bir malzeme ile tamamlanan, tek aşamalı polisaj sistemleri

mevcuttur. Compomaster (Shofu) ve Pogo (Dentsply/Caulk) tek aşamalı elmas polisaj lastikleri için örnek verilebilir (Antonson, 2011; Watanabe ve ark., 2005).

Yapılan çalışmalarda, çok aşamalı polisaj sistemleriyle en pürüzsüz kompozit yüzeylerinin sağlandığı bildirilmiştir. Aynı zamanda tek aşamada yapılan polisajın da klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (Watanabe ve ark., 2005). Başka bir çalışmada ise, tek aşamalı polisaj sisteminin yüzey pürüzlülüğü açısından çok basamaklı sisteme göre daha iyi sonuç verdiği belirtilmiştir (Bashetty ve ark., 2010).

Elmas içeren polisaj lastiklerinin kullanım sırasında restorasyon ve diş için zararlı yüksek ısı açığa çıkmaktadır. Bu sebepten polisaj lastiklerini kullanırken aşırı basınç uygulamamak önemlidir (Jefferies, 2007).

Polisaj Patları

Aşındırıcı olarak çok ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri içeren polisaj patları, diş hekimleri tarafından yıllardır kullanılmaktadır. Gözle görülür bir yüzey parlaklığı sağlayan polisaj patları, su ile beraber kullanıldıklarında daha iyi sonuç verirler (Jefferies, 2007).

Polisaj patları için; alüminyum oksit içerikli polisaj patı Poli I ve Poli II (Kota), ince elmas partikül içerikli polisaj patı Ultralap (Moyco Union Broach), Diamond Twist SCL (Premier Dental Products Company) ve Diamond Twist SCO (Premier Dental Products Company) örnek verilebilir.

Fırçalar ve Keçeler

Farklı şekillerde (sivri uçlu, bardak şekilli) bulunan aşındırıcı emdirilmiş polisaj fırçaları, diğer bitirme ve polisaj cihazları ile ulaşlamayan oluklara, fissürlere ve interproksimal alanlara ulaşmak için tasarlanmıştır. Seramik ve kompozit restorasyonların polisaj işlemlerinde kullanılmaktadır. Elmas ve tungsten karbid frezlerle ilk bitirmeden sonra elmas emdirilmiş keçe tekerlekler hibrit kompozitler için pürüzsüz yüzey elde etmede daha etkili görünmektedir. Sof-Lex Brush (3M ESPE) aşındırıcı partikül olarak alüminyum oksit emdirilmiş fırçalara, Astrobrush (Ivoclar Vivadent) ise silikon karbid emdirilmiş fırçalara örnek verilebilir (Jefferies, 2007).

Silikon karbid emdirilmiş polisaj fırçasıyla (Jiffy Polishing Brush, Ultradent Products) yapılan bitirme ve düzeltme aşamasından sonra oldukça düzgün bir yüzey elde edildiği yapılan bir çalışmada bildirilmiştir (Venturini ve ark., 2006). Bitirme ve

polisaj için silikon karbid emdirilmiş fırça (Astrobrush, Ivoclar Vivadent) kullanımı tek başına pürüzsüz yüzey oluşturmada yetersiz olduğu bildirilmiştir (Türkün ve Türkün, 2004).

Rezin matriks frezler

Bu yeni sınıf aşındırıcı frezler adeziv restoratif materyallerden kontrollü aşındırma yapan, polimer veya kompozit rezin matriks yapısında frezlerdir. Bu grup frezlere örnek olarak StainBuster (Danville) ve OptiClean (Kerr Dental) verilebilir (Jefferies, 2007). Rezin matriks frezler sadece kompoziti kaldırır, mine veya porselene zarar vermezler. Ortodontik yapıştırıcı artıklarını kaldırabilir, periodontal kök planlamasında ve diş yüzeyindeki lekelerin kaldırılmasında da kullanılabilirler (Jefferies, 2007). Tungsten karbid frezler, ortodontik braket sökümü sonrası mine yüzeyinin temizlenmesinde de kullanılır, ancak mine yüzey pürüzlülüğünü artırdığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Ancak, rezin matriks frezler ile polisaj sonrası minede yüzey pürüzlülüğünün giderildiğinin ve minenin ışığı yansıtma özelliğinin geliştirildiği bildirilmiştir (Trakyalı ve ark., 2009).

Yüzey Koruyucu Vernikler

Restorasyonların yüzey pürüzlülüğü polisaj materyallerinin bükülebilirliği, uygulama basıncı, aşındırıcının sertliği, gren boyutu vb gibi bir sıra faktörden etkilenebilmektedir. Ek polisaj işlemleriyle klinik olarak gerekli optimal pürüzsüzlüğü elde etmek mümkündür. Bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından klasik polisaj işlemlerinden daha düzgün ve parlak yüzeyler elde etmek, diş- dolgu sınırında ve kompozit yüzeyinde oluşabilecek kenar sızıntısını, renklenme ve plak oluşumunu bir ölçüde azaltmak, aşınma direncinin artırılması, hidrasyon ve dehidrasyon problemlerinin azaltılması ve restorasyona iyi bir estetik kazandırılabilmesi amacıyla restorasyon yüzeyine rezin esaslı yüzey koruyucu vernik uygulanabilir. Bitirme frezleriyle şekillendirildikten hemen sonra da yüzeye vernik uygulanabileceği üretici firmalar tarafından bildirilmektedir. Bu şekilde uygulama ile daha kısa sürede ve istenilen kalitede polisajlı yüzey elde edilebilmektedir. Vernik materyalleri polimerize olmuş ve polimerize olmamış kompozit restorasyonların yüzeyine uygulanabilmektedir (Takeuchi ark., 2003; Saraç ve ark., 2006). 1980'li yıllarda yapılmış çalışmalarda kenar uyumu bozulmuş, kırılmış eski kompozitleri düşük viskoziteli rezin kullanarak tamir

etmek anlamı da taşıyan ve ‘rebonding’ olarak adlandırılan vernik- glaze işlemi, marjinal aralıkları doldurmak için kullanılmıştır. Bu işlem ilk olarak 1987 yılında kompozit rezinlerdeki mikrosızıntı değerlendirilirken ortaya atılmış ve bitmiş restorasyonun sınırları üzerine uygulanan doldurucusuz rezin olarak tanımlanmıştır (Garcia-Godoy ve Malone, 1987). Glaze işleminden farklı olan bu işlem, kompozit rezin restorasyonları korumak için değil, tamir etmek için uygulanmaktadır.

Vernik uygulanmasında kullanılan ajanlar kompozit yüzeyinde oluşan serbest radikalleri, oksijene bağlanmalarını engellemek için, oksijenden önce yakalayıp onlarla birleşirler kısaca bu uygulama oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu (Takeuchi ve ark., 2003; Saraç ve ark., 2006). Bu şekilde yüzey kalitesi ve devamlılığı korunur ve yüzey parlaklığı artırılmış olur.

Yüzey verniği materyalinin kompozit yüzeyine tutuculuğunda herhangi bir problem yoktur. Kompozit yüzeyinde bitirme ve polisaj işlemleri sırasında oluşmuş olabilecek smear tabakasını kaldırmak ve temiz bir restorasyon yüzeyi elde edebilmek için restorasyon yüzeyine bitirme ve mekanik polisaj işlemlerini takiben asit uygulanmalıdır (Ölmez, 2013).

Vernik işleminde kullanılan materyaller polimerize olmuş kompozitler için geliştirilmiş yüksek akışkanlıktaki maddelerdir. Çoğu doldurucusuz BIS-GMA rezinlerdir.

Polimere düşük moleküler ağırlıklı monomerlerin eklenmesiyle modifiye edilmiş bu ajanlar, bisfenol glisidil metakrilattan oluşur. Viskoziteyi ve ıslatabilme özelliğini arttırmak için yapıya trietilen glikol dimetakrilat (TEDGMA) ve tetrahidrofurfuril metakrilat (THFMA) tipinde monomerler ilave edilir. Bu ajanlar marjinal sızıntıyı azaltmakta etkilidirler. Aynı zamanda, yüksek akıcılıkları, yüzeyden daha derinlere ve yüzey altındaki mikro yapının bozukluklarına penetre olmalarını sağlamaktadır (Bertrand ve ark., 2000).

G-Coat Plus (GC Corporation), Optiguard (Kerr), Biscover LV (Bisco), DuraFinish (Parkell), Seal-n-Shine (Pulpdent Corporation), Vita Enamic Glaze (Vita Zahnfabrik), Optiglaze (GC Corporation) glaze materyallerine örnek verilebilir.

Polisajlanmış restorasyon yüzeylerinde, yiyecek birikintileri ve bakteri plağı tutunmasının daha zor olacağı ve ayrıca fırçalama ile daha kolay temizlenebileceği yapılan bir çalışmada vurgulanmış ve farklı polisaj sistemlerinin hibrit kompozitlerde

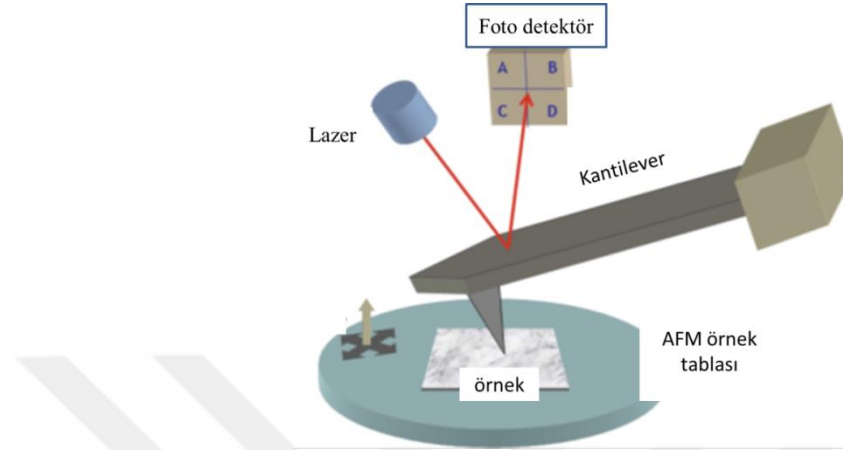
yüzey temas açısı üzerine etkisi incelenmiştir. Sonuç olarak en yüksek yüzey temas açısı ışıkla sertleşen rezin polisaj verniği ile elde edilmiş, en düşük yüzey temas açısının ise bitirme diskleri- lastik-polisaj patından oluşan set ile elde edildiği bildirilmiştir (Küçükeşmen ve ark., 2010).

2.6. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Görsel değerlendirme, profilometre ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM- Atomic Force Microscope) ile yüzey pürüzlülüğü değerlendirilebilir. AFM ya da taramalı kuvvet mikroskobu çok yüksek çözünürlüklü bir taramalı kuvvet mikroskobudur. AFM 1980'de Binnig ve Rohrer tarafından IBM Research- Zürih'te geliştirilmiş, araştırmacılara 1986 Nobel Ödülü' nü kazandırmıştır (Binnig ve ark., 1986). İlk ticari AFM 1989'da piyasaya sürüldü (Hembacher ve ark., 2003). Atomik kuvvet mikroskobu nano boyutta görüntüleme, ölçme ve malzeme işleme konusunda en gelişmiş araçlardan biridir. Ulaşılmış çözünürlük birkaç nanometre ölçeğinde olup optik tekniklerden en az 1000 kat fazladır. AFM, daha fazla detay verir. Profilometre ve görsel değerlendirme yöntemlerine kıyasla daha büyük bir çözünme ve üç boyutlu görüntü elde edilmesini sağlar (Folwaczny ve ark., 1998, Demirel ve ark., 2005). Nano ölçütlerinde ve 3-boyutlu topografik haritalar elde etmek için AFM kullanılmaktadır. AFM ile yüzeylerdeki tüm pürüzler, çatlaklar, çıkıntılar vb. değerlendirerek, yüzey kalitesi hakkında fikir edinilebilir. AFM cihazıyla yüzey kalitesini ve pürüzlülüğünü değerlendirmek için, dehidratasyona, ince filmle kaplamaya, boyamaya ve vakumlu bir ortama ihtiyaç yoktur (Sanches ve ark 2009).

AFM esnek bir maniveladan ve (yüzeyi taramak için kullanılan) buna bağlı sivri bir uçtan oluşur. Atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir iğne ucu yardımıyla, yüzeyin yüksek çözünürlükte, üç boyutlu görüntülenmesini sağlar. Görüntüleme, iğne ucunun yüzey ile etkileşiminin incelenmesi sonucunda gerçekleştirilir (Şekil 1). Değişik amaçlar için farklı iğne uçları kullanılır. Atomik kuvvet mikroskobu üç farklı teknik ile kullanabilmektedir. Bunlar; iğnenin yüzeye temas ettirilerek uygulandığı temas yöntemi, iğnenin yüzeye temas etmediği temassız yöntem ve iğnenin yüzeye vurularak uygulandığı vurma yöntemidir. Örnek yüzeylerinin görüntülenmesine ilave olarak; faz, elektrik iletkenlik ve manyetik farklılıklar da saptanabilmektedir. Nanometre ölçeğinde eğrilik yarıçapı olan bir uç taşıyıcı. Kontak modunda, gezici uç ile numune arasındaki itme

kuvveti (nanonewton büyüklüğünde) sabit kalacak şekilde gezici uç numune üzerinde gezdirilir. Eğer gezici uç bir çıkıntı ile karşılaşırse gezici uç ile numune arasındaki itme kuvveti artar (Oura ve ark., 2003).



Şekil 1. AFM cihazının şematik çalışma mekanizması
(https://simple.wikipedia.org/wiki/Atomic_force_microscope'den uyarlanmıştır, 2018.)

Aradaki itme kuvvetini sabit hale getirmek için gezici uç bir miktar yukarıya hareket eder ve bu sayede gezici uç ile numune arasındaki itme kuvveti sabit kalır. Yukarıya doğru olan bu hareket miktarı söz konusu çıkıntının nisbi yüksekliğini verir. Eğer gezici uç bir girinti ile karşılaşırse gezici uç ile numune arasındaki itme kuvveti azalır. Aradaki itme kuvvetini sabit hale getirmek için gezici uç bir miktar aşağıya hareket eder ve bu sayede gezici uç ile numune arasındaki itme kuvveti sabit kalır. Aşağıya doğru olan bu hareket miktarı söz konusu girintinin nisbi derinliğini verir. Gezici uç ile numune arasındaki çekme- itme kuvvetleri piezoelektrik malzeme kullanılarak ölçülür. Gezici uç numune üzerinde gezdirilirken düşey doğrultuda meydana gelen hareketler gezici ucun bağlı olduğu desteğin ters yüzüne gönderilen bir lazer ışını yardımıyla ölçülür. Destekten yansıyan lazer ışını, desteğin yaptığı düşey doğrultudaki hareket nedeniyle detektörde farklı noktalara düşer. Detektör pozisyona duyarlı olduğu için elde edilen şiddet bilgisi desteğin düşey doğrultudaki hareketini dolayısıyla da numune yüzeyinin topoğrafyasını gösterir. Düşey doğrultudaki çözünürlük (10 nm-100 μ m) mertebesindedir. Gezici ucun düşey doğrultudaki hareketi bir yay yardımıyla da ölçülebilir. Gezici uç ile numune arasındaki itme kuvvetini sabit tutmak yerine gezici uç yüksekliği sabit tutulursa numune ile uç arasındaki itme- çekme kuvvetlerinin haritası elde edilir. Gezici uçlar Si ve Si₃N'den yapılır. Atomik kuvvet

mikroskobisinde, gezici ucun keskinliği arttığı zaman yatay çözünürlük artar (Schitter ve Rost, 2008). AFM, ile hem 3 boyutlu bir yüzey görüntüsü, hem de yüzey pürüzlülüğü parametreleri rakamsal olarak da elde edilir. (Teixeria ve ark 2005, Tholt ve ark 2006).



3. MATERYAL VE METOT

3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller

Yaptığımız in-vitro tez çalışmasında, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Laboratuvarı, KİTAM (Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi) imkanlarından yararlanılmıştır. Çalışmada kullanılan cihazlar Tablo 4’ te, materyaller Tablo 5’ te gösterilmektedir.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZ	MODEL	ÜRETİCİ FİRMA	Lot no.
Glossmetre- parlaklık ölçer	IG 331	Horiba Ltd., Kyoto , Japonya	PXRJ52PE
Kesit Alma Cihazı	IsoMet 1000	Buehler, ABD	11-2180
Polimerizasyon Cihazı	Heraflash	Heraeus Kulzer, Almanya	66006792
AFM – Atomik Kuvvet Mikroskobu	NT-MDT	SOLVER NEXT, Rusya	16-156
Etüv cihazı	EN025	Nüve A. Ş., Türkiye	01- 0015
Porselen fırını	Programat P80	İvöclar AG, Avusturya	101114

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYAL	MARKA	MATERYAL İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA	Lot no.
Rezin İnterpenetrasyon Matriksinde Cam Seramik, Hibrit, CAD/ CAM Blok	Vita Enamic	(SiO ₂) %58-63 (Al ₂ O ₃) %20-23 (Na ₂ O) %9-11 (K ₂ O) %4-6 (B ₂ O ₃) %0,5-2 (ZrO ₂) <%1 (CaO) <%1	Vita Zahnfabrik, Almanya	66620
Rezin esaslı nanoseramik, CAD/ CAM hibrit blok	Cerasmart	UDMA, Bis-MEPP, DMA, kütlece %71 silika, baryum cam	GC Corporation, Japonya	407311
Rezin esaslı nanoseramik, CAD/ CAM hibrit blok	Brilliant Crios	Çapraz bağlı metakrilat (Bis-GMA, BIS-EMA, TEGDMA), kütlece %71 baryum cam, silika partikülleri	Coltene/ Whaledent AG, İsviçre	H50335
Feldspatik Seramik	VitaBlocs Mark II	SiO ₂ % 56-64 Al ₂ O ₃ %20-23 Na ₂ O %6-9 K ₂ O %6-8 CaO %0,2-0,6 TiO ₂ %0,0-0,1	Vita Zahnfabrik, Almanya	45502
Polisaj Patı	Diamond Twist SCO	Elmas içerikli	Premier Dental, ABD	26317
Polisaj Patı	Diamond Twist SCL	Elmas içerikli	Premier Dental, ABD	25733
Yüzey Verniği	Vita Enamic Glaze	Metil metakrilat Akrilik rezin Pentaeritritol tetraakrilat foto başlatıcı	Vita Zahnfabrik, Almanya	51330
Yüzey Verniği	Optiglaze	Metil metakrilat %30-60 kütlece, Titanyum dioksit %1- 5 foto başlatıcı kütlece %1- 5	GC Corporation, Japonya	1512151

3.2. Örneklerin Hazırlanması

3.2.1. CAD/ CAM Bloklardan Kesitlerin Alınması

Tez çalışmamız ile benzer özelliklerinden dolayı Mörmann ve ark.'nın güncel estetik dental restoratif materyallerin aşınma özellikleri üzerine (2013) yaptığı çalışma referans alınmış; Vita Enamic materyalinde birinci grupta 56 ortalama 0,4 standart sapma, ikinci grupta ise 41 ortalama ve 1,8 standart sapma değerleri dikkate alındığında %95 güven ve %99,9 test gücü ile her bir alt grupta 8 er numune yapılması yeterli olacaktır sonucuna varılmıştır. Örnek sayısına power analiz istatistiksel programı (Minitab 17) kullanılarak karar verilmiştir.

Çalışmamızda, dört farklı içeriğe sahip, 3 çeşit hibrit ve 1 çeşit feldspatik, 14x18x12 mm boyutlarındaki CAD/ CAM standart bloktan 2'şer adet kullanıldı (Şekil 2 a; b). Kesit alma cihazı İsoMet 1000 ile 1,5 mm kalınlıkta dilimler halinde tahmini firelerle beraber her marka bloktan 16 dilim- örnek elde edildi (Şekil 3 a; b). Toplamda 64 örnek hazırlandı (Şekil 4). Elde edilen örneklerin yüzeyine silikon karbit zımpara kağıtları ile zımparalama işlemi yapıldı. Yaptığımız çalışmamıza benzer çalışmalarda 400– 4000 grit silikon karbit zımpara kağıdı kullanıldığı görülmektedir (Nagaş ve ark., 2017). Örnekler sırasıyla 400– 2500 grit silikon karbit zımparalarla tam olarak 1,5 mm'lik kalınlığa erişilene kadar inceltildi ve kesit alma işlemi sırasında oluşan mikro fazlalıklar uzaklaştırıldı.



a

B

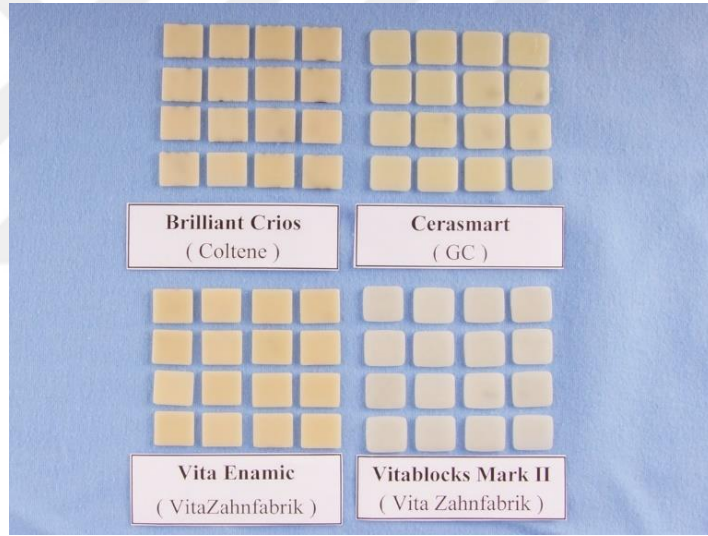
Şekil 2a; b. Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar



a

b

Şekil 3a; b. İso met 1000 cihazıyla kesitlerin alınması



Şekil 4. Bloklardan elde edilmiş kesit örnekler

Çalışmamızda kesitlerin alınması ve sonrasında uygun yüzey işlemleri (mekanik polisaj, vernik- glaze uygulaması) ve gastrik asit uygulamalarından sonra temel olarak örneklerin parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçüm zamanları aşağıda tanımlanmıştır.

Zımparalama ve düzeltme işlemi tamamlanmış örneklerin parlaklık ölçümleri Par. 0 olarak isimlendirilmiştir. Daha sonra uygun yüzey işlemleri yapılmış, parlaklık ölçümleri tekrarlanmış ve bu aşamadaki parlaklık değerleri Par. 1 şeklinde isimlendirilmiştir. Takiben tüm örneklere gastrik asit uygulanıp, kaydedilen parlaklık

değeri ölçümleri Par. 2 olarak isimlendirilmiş, son yüzey işlemleri yapıldıktan ve son parlaklık ölçümleri yapıldıktan sonraki parlaklık değeri ölçümleri ise Par. 3 olarak isimlendirilmiştir (Tablo 6).

Pürüzlülük değerleri ise Pür. 1, Pür. 2 ve Pür. 3 şeklinde isimlendirilmiştir.

Pür. 1- örneklere uygun yüzey işlemlerinin yapılmasının ardından elde edilen pürüzlülük değerlerini, Pür. 2- tüm örneklere gastrik asit uygulandıktan sonra elde edilen pürüzlülük değerlerini ve Pür. 3- son uygun polisaj işlemlerini takiben yapılan pürüzlülük ölçüm değerlerini ifade etmektedir (Tablo 7).

Tablo 6. Parlaklık değerlerinin ölçüldüğü aşamalar

	Vita Mark II		Vita Enamic		Cerasmart		Brilliant Crios	
Par. 0	16		16		16		16	
Par. 1	8	8	8	8	8	8	8	8
Par. 2	16		8	8	8	8	8	8
Par. 3	16		8	8	8	8	8	8

Tablo 7. Pürüzlülük değerlerinin ölçüldüğü aşamalar

	Vita Mark II		Vita Enamic		Cerasmart		Brilliant Crios	
Pür. 1	8	8	8	8	8	8	8	8
Pür. 2	16		8	8	8	8	8	8
Pür. 3	16		8	8	8	8	8	8

3.2.3. Elde Edilen Kesitlerin Yüzey Parlaklıklarının Ölçülmesi

Kesitler elde edildikten ve zımparalama işlemleriyle yüzey fazlalıkları uzaklaştırıldıktan sonra örneklerin ilk parlaklık değer ölçümleri Glossmetre (IG 331

Horiba Ltd., Kyoto , Japonya) cihazıyla ölçüldü (Şekil 5) ve parlaklık değerleri kaydedildi (Par. 0). Ölçüm işlemleri 60° lik açı modunda (ISO 2813, ASTHD 523, 2457, DIN 67530) yapıldı ve her ölçüm yapılmadan önce glossmetre cihazına kalibrasyon yapıldı.



Şekil 5. Glossmetre (parlaklık ölçer) cihazı

3.3. Örneklere Yüzey İşlemlerinin Yapılması

Her bir hibrit bloğundan kesit cihazıyla elde edilen örneklerden 8' erli iki alt grup oluşturuldu (a ve b grupları). Mekanik polisaj grupları a, mekanik polisaj+ vernik-glaze ve yüzey verniği işlemi yapılacak örnekler ise b grubunu oluşturdu. Her iki gruptaki örneklerin tamamına önce mekanik polisaj işlemleri yapıldı. Mekanik polisaj işlemleri polisaj kiti (Shofu composite polishing kit, Shofu Dental Corporation, ABD) (Şekil 6), Sof-Lex polisaj diskleri (3M ESPE, ABD) (Şekil 7), Sof-Lex Spiral bitim ve cila diskleri (3M ESPE, ABD) (Şekil 8), Diamond Twist SCL ve Diamond Twist SCO (Premier Dental, ABD) elmas içerikli polisaj patı ve polisaj seti (Şekil 9 a; b) ile yapıldı.



Şekil 6. Shofu kompozit polisaj kiti



Şekil 7. Sof-lex polisaj diskleri



Şekil 8. Sof-Lex Spiral bitim ve cila diskleri



a

b

Şekil 9. Diamond Twist SCL polisaj patı (a) ve polisaj seti (b)

Grup b' deki Cerasmart ve Vita Enamic bloklarından elde edilen örneklerin yüzeylerine vernik- glaze uygulanmadan önce yüzeyi vernikle bağlantıyı güçlendirmek amacıyla %4' lük hidroflorik asitle (HF) (Porcelain Etchant Gel, Bisco, ABD) 30 saniye süreyle pürüzlendirildi. Sonra örneklerin üzerindeki asiti uzaklaştırmak amacıyla yüzey 30 saniye hava su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Yüzeydeki yağları ve diğer hidroflorik asit sonucu kalan atıkları uzaklaştırmak amacıyla yüzeye 60 saniye süreyle %35'lik fosforik asit (Ultra-Etch, Ultradent, ABD) uygulandı. Daha sonra 60 saniye boyunca hava su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Brilliant Crios bloklarından elde edilen örneklere üretici firma talimatlarına uygun olarak herhangi bir yüzey pürüzlendirme işlemi yapılmadı. Vernik olarak Vita Enamic örnekler için Vita Enamic Glaze (Şekil 10), Cerasmart ve Brilliant Crios örnekler için Optiglaze (Şekil 11) tercih edildi. Kullanılan vernikler kullanıcı talimatlarına uygun olarak Heraflash polimerizasyon cihazıyla polimerize edildi (şekil 12). Vita Mark II feldspatik bloktan elde edilen 8 örneğe mekanik polisaj işlemi, diğer 8 örneğe ise porselen glaze materyali (Vita Akzent, Vita Zahnfabrik, Almanya) (Şekil 13) uygulanarak glaze fırınlaması porselen fırınında (Ivoclar, Programat P80, Avusturya) (Şekil 14) yapıldı.



Şekil 10. Vita Enamic Glaze



Şekil 11. Optiglaze



Şekil 12. Heraflash polimerizasyon cihazı



a



b

Şekil 13. Vita Akzent porselen glaze materyali- toz (a), likid (b)

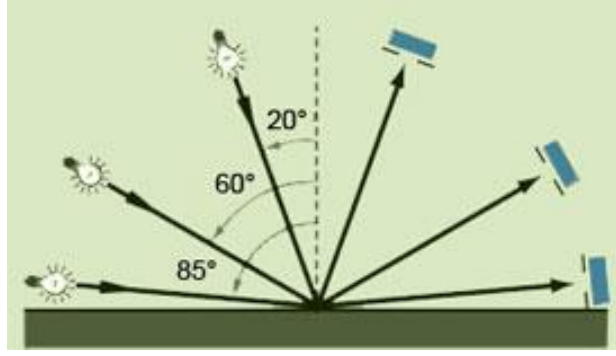


Şekil 14. İvoclar porselen fırını

3.4. Örnek Yüzeylerinin İlk Yüzey İşlemlerinden Sonra İncelenmesi

3.4.1. Yüzey Parlaklıklarının Ölçülmesi

Örneklerin yüzey işlemlerinden sonra parlaklık değeri ölçümleri glossmetre cihazıyla ölçüldü (Par. 1). Ölçümler yapılmadan önce glossmetre cihazına kalibrasyon yapıldı. Ölçüm işlemleri 60° lik açı modunda yapıldı (ISO 2813, ASTHD 523, 2457, DIN 67530) (Şekil 15).



Şekil 15. Glossmetre cihazının şematize ölçme mekanizması (<http://www.glossmeters.com/GlossIntro2.html>, 2018)

3.4.2. Yüzey Pürüzlüğünün İncelenmesi

Parlaklık ölçümleri yapılan yüzey işlemleri yapılmış örneklerin yüzey kalitesinin ve yüzey pürüzlüğünün incelenmesi KİTAM'daki mevcut AFM cihazıyla gerçekleştirildi (Şekil 16). Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, NT- MDT AFM cihazıyla, 1,6 x 3,6 x 0,4 mm boyutlarında destek ve yüzeyi altın kaplamalı, piramidal NSGO1 silikon uç kullanılarak, yarı kontakt modda yapıldı. Yüzey ölçümleri 1,6 kHz tarama hızında gerçekleşti. Titreşim frekansı yaklaşık 10 kHz olarak saptandı ve 25 μm^2 'lik alanlar tarandı. AFM incelenmesi için her gruptaki örneklerden rastgele 2'şer örnek seçildi ve her örneğin rastgele seçilen 3 farklı noktasından tarama yapıldı. Örneklerin 256 x 256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (nm) değerleri saptandı ve kaydedildi (Pür. 1). Her ölçüm aşamasında kalibrasyon tekrarlandı.



Şekil 16. AFM cihazı

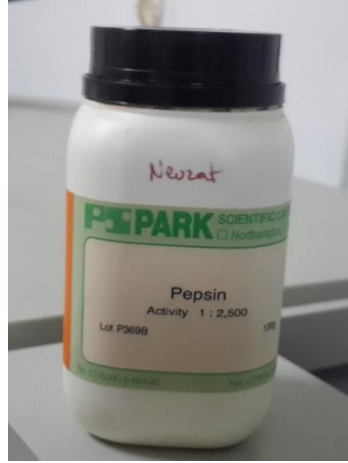
3.5. Örneklere Simülasyon Gastrik Asit Solüsyonu Uygulaması

3.5.1. Simülasyon Gastrik Asit Solüsyonunun Hazırlanması

Simülasyon gastrik asit solüsyonu Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Kimya Mühendisliği Anabilim Dalı laboratuvarında hazırlandı. Solüsyon, 1,000 ml su, 2,0 gr Sodyum Klorid (Şekil 17), 3,2 gr pepsin (Pepsin, Darmstadt, Almanya) (Şekil 18) ve 7,0 ml Hidroklorik asit ile hazırlandı (Şekil 19). Asitlik derecesi pH metre cihazıyla yaklaşık olarak 1,14 olarak ölçüldü (Şekil 20).



Şekil 17. Sodyum Klorid



Şekil 18. Pepsin



Şekil 19. Simülasyon gastrik asit solüsyonu



Şekil 20. Ph-metre ile Ph derecesinin ölçümü

3.5.2. Örneklerin Simülasyon Gastrik Asit Solüsyonunda Bekletilmesi

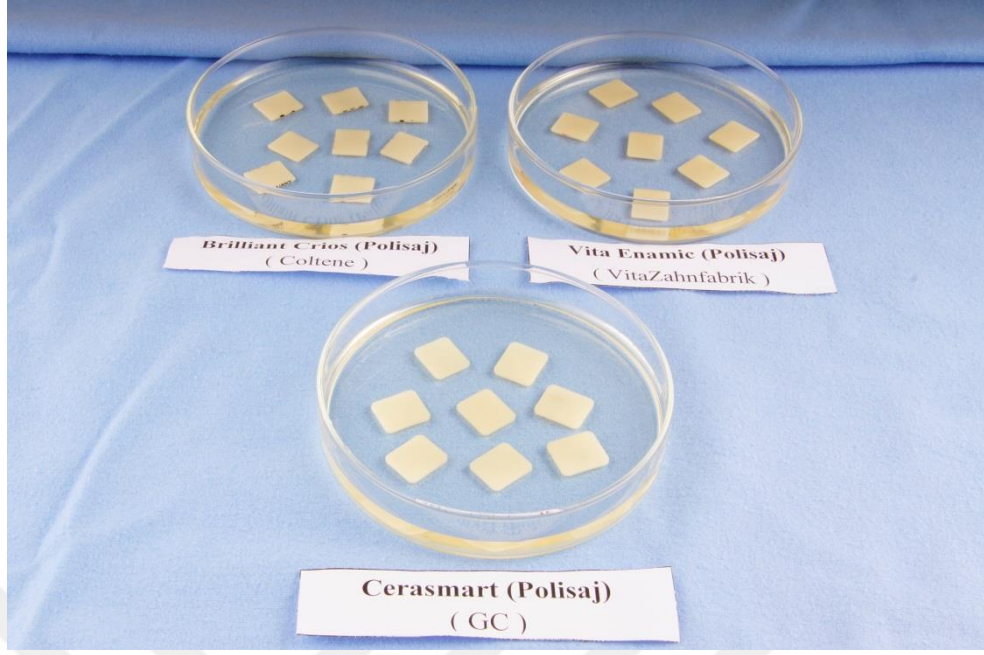
Örneklerin 24 saat simülasyon gastrik asitte bekletilmesi iki senelik şiddetli reflü atakları geçiren hastaların ağız ortamında restorasyonların asite maruz kaldığı yaklaşık süre olarak değerlendirilmektedir. Tez çalışmamızda şiddetli reflü atakları geçiren reflü hastalarının uzun süreli reflü ataklarının in vitro koşullarda simülasyonu amacı ile örneklere 24 saat gastrik asit uygulaması yapılmıştır. Önce polisaj grubundaki (grup a) örnekler Etüv cihazında (Şekil 21) 37 C°'da, 24 saat karanlık ortamda gastroözofageal reflü ortamını simule edebilecek solüsyon asitte bekletildi (Şekil 22).

Sonra vernik- glaze grubundaki (grup b) örnekler de Etüv cihazında 37 C°'da, 24 saat karanlık ortamda gastroözofageal reflü ortamını simule edebilecek asit solüsyonunda bekletildi (Şekil 23).

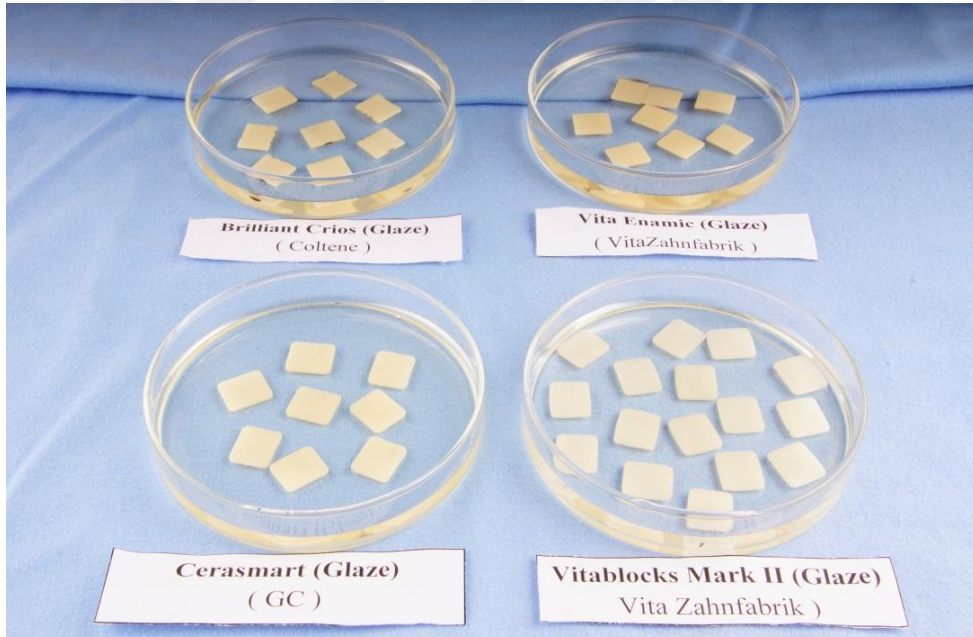
Vita Mark II feldspatik seramik bloğundan hazırlanan örneklerin tamamına gastrik asit uygulanmadan önce glaze işlemi yapıldı. Daha sonra, Etüv cihazında 37 C° da, 24 saat karanlık ortamda gastroözofageal reflü ortamını simule edebilecek asit solüsyonunda bekletildi (Şekil 23).



Şekil 21. Etüv cihazı



Şekil 22. Polisaaj grubundaki (grup a) örnekler simülasyon gastrik asit solüsyonunda



Şekil 23. Vernik- glaze grubundaki (grup b) ve tamamına glaze işlemi yapılmış Vita Mark II örnekler simülasyon gastrik asit solüsyonunda

3.6. Örnek Yüzeylerinin Gastrik Asit Uygulandıktan Sonra İncelenmesi

3.6.1. Yüzey Parlaklıklarının Ölçülmesi

Asit uygulanmış örnekler çıkartılarak hava ve su spreyi kullanılarak yıkandı. Örneklerin gastrik asit uygulandıktan sonra parlaklık değer ölçümleri glossmetre

cihazıyla ölçüldü (Par. 2). Ölçümler yapılmadan önce glossmetre cihazına kalibrasyon yapıldı. Ölçüm işlemleri 60° lik açı modunda yapıldı (ISO 2813, ASTHD 523, 2457, DIN 67530).

3.6.2. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Simülasyon gastrik asit uygulanmış örneklerin yüzey kalitesinin ve yüzey pürüzlülüğünün incelenmesi işlemi KİTAM'daki mevcut AFM cihazıyla ile gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, NT- MDT AFM cihazıyla, 1,6 x 3,6 x 0,4 mm boyutlarında destek ve yüzeyi altın kaplamalı, piramidal NSGO1 silikon uç kullanılarak, yarı kontakt modda yapıldı. Yüzey ölçümleri 1,6 kHz tarama hızında gerçekleşti. Titreşim frekansı yaklaşık 10 kHz olarak saptandı ve 25 µm²'lik alanlar tarandı. Örneklerin 256 x 256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (nm) değerleri saptandı ve kaydedildi (Pür. 2). Her ölçüm aşamasında kalibrasyon tekrarlandı.

3.7. Son Yüzey İşlemlerinin Yapılması

Her iki gruptaki örneklerin tamamına önce mekanik polisaj işlemleri yapıldı. Mekanik polisaj işlemleri polisaj kiti (Shofu composite polishing kit, Shofu Dental Corporation, ABD), Sof-Lex polisaj diskleri (3M ESPE, ABD), Sof-Lex Spiral bitim ve cila diskleri (3M ESPE, ABD), Diamond Twist SCL ve Diamond Twist SCO (Premier Dental, ABD) elmas içerikli polisaj patı ve polisaj seti ile yapıldı.

Grup b' deki örneklerin yüzeyine 60 saniye süreyle %35'lik fosforik asit (Ultra-Etch, Ultradent, ABD) uygulandı. Daha sonra 60 saniye boyunca hava su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Tekrar vernik uygulaması işleminde Vita Enamic örnekler için Vita Enamic Glaze, Cerasmart ve Brilliant Crios örnekler için Optiglaze tercih edildi. Kullanılan vernikler kullanıcı talimatlarına uyularak standardı sağlamak amacıyla, Heraflash polimerizasyon cihazıyla polimerize edildi. Vita Mark II feldspatik blok örneklerin tamamına ise ağız ortamında uygulanabilecek mekanik polisaj işlemi yapıldı.

3.8. Örnek Yüzeylerinin Son Yüzey İşlemlerinden Sonra İncelenmesi

3.8.1. Son Parlaklık Derecelerinin Değerlendirilmesi

Son polisaj ve glaze işlemlerinin ardından parlaklık değer ölçümleri glossmetre cihazıyla ölçüldü (Par. 3). Ölçümler yapılmadan önce glossmetre cihazına kalibrasyon

yapıldı. Ölçüm işlemleri 60° lik açı modunda yapıldı (ISO 2813, ASTHD 523, 2457, DIN 67530).

3.8.2. Son Yüzey Pürüzlüğünün İncelenmesi

Örneklerin son polisaj ve glaze işlemlerinin ardından yüzey kalitesinin ve yüzey pürüzlüğünün incelenmesi işlemi KİTAM'daki mevcut AFM cihazıyla ile gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, NT- MDT AFM cihazıyla, 1,6 x 3,6 x 0,4 mm boyutlarında destek ve yüzeyi altın kaplamalı, piramidal NSGO1 silikon uç kullanılarak, yarı kontakt modda yapıldı. Yüzey ölçümleri 1,6 kHz tarama hızında gerçekleşti. Titreşim frekansı yaklaşık 10 kHz olarak saptandı ve 25 μm^2 'lik alanlar tarandı. Örneklerin 256 x 256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (nm) değerleri saptandı ve kaydedildi (Pür. 3). Her ölçüm aşamasında kalibrasyon tekrarlandı.

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro Wilk testi ile incelendi. Normal dağılım gösteren verilerin karşılaştırılmasında Genelleştirilmiş lineer modeller kullanıldı. Modellemede grup, örnek ve zaman faktörlerinin ana etkileri ile, grup örnek ve grup, örnek ve zaman etkileşimleri modellendi. Veriler ortalama \pm standart sapma şeklinde sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Yüzey Parlaklık Değerlerinin İncelenmesi

Parlaklıktaki değişimler genelleştirilmiş lineer model (Wald İstatistik Testi) yardımıyla incelendi. Parlaklık değeri üzerinde grup (mekanik polisaj (a) ve vernik-glaze (b) grubu), örnek (blok tipleri: Vita Mark II, Vita Enamic, Cerasmart ve Brilliant Crios) ve zaman (Par. 0, Par. 1, Par. 2, Par. 3) değişkenlerinin ana etkileri ile grup*örnek ve zaman*grup*örnek etkileşimleri incelendi. Hem ana etkilerin, hem de etkileşimlerin istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğu gözlenmiştir ($p<0,001$) (Tablo 8 ve Şekil 24).

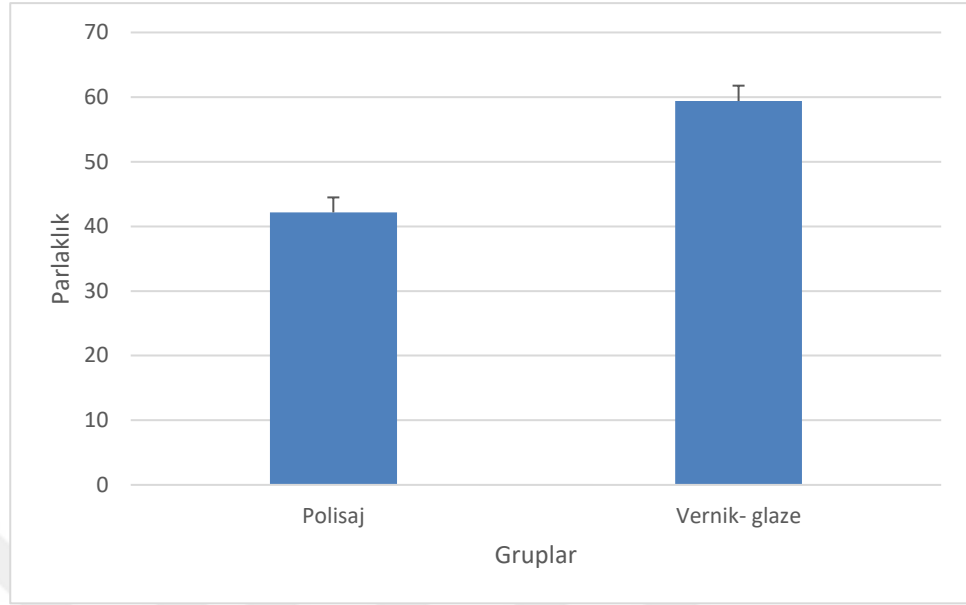
Tablo 8. Parlaklık değerlerinin karşılaştırılması

	wald istatistik testi	serbestlik derecesi	P
Sabit	53730,9	1	<0,001
Grup	755,5	1	<0,001
Örnek	280,9	3	<0,001
Zaman	15254,5	3	<0,001
Grup * Örnek	121,9	3	<0,001
Zaman * Grup * Örnek	603,5	19	<0,001

Grupların ana etkileri (polisaj ve vernik- glaze) parlaklık üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0,001$). Parlaklık değerleri GU (Gloss Unit) olarak gösterilmiştir. Polisaj grubunda ortalama parlaklık değeri 42,16 GU iken vernik-glaze grubunda ortalama olarak 59,39 GU olarak elde edilmiştir. Vernik- Glaze grubunda ortalama değer Polisaj grubuna göre daha yüksek elde edilmiştir. Grup ana etkisinin ortalama parlaklık dereceleri ve standart sapmaları Tablo 9’da verilmektedir.

Tablo 9. Grup ana etkisinin karşılaştırılması

grup	ortalama \pm standart hata
Polisaj	42,16 \pm 2,32
Vernik-Glaze	59,39 \pm 2,38

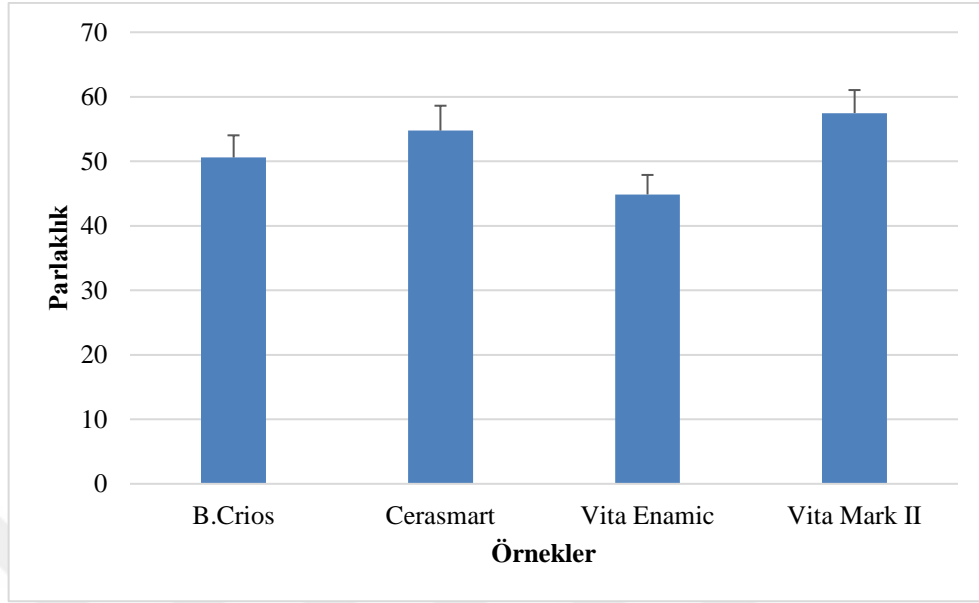


Şekil 24. Gruplara göre parlaklık değerlerine ait ortalama ve standart hata grafiği

Örnek ana etkileri (blok tipleri) parlaklık üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ($p < 0,001$). B. Crios örneğinde ortalama değer 50,58 GU, Cerasmart örneğinde 54,75 GU, Vita Enamic 44,86 GU ve Vita Mark II örneğinde de 57,47 GU olarak elde edilmiştir. Örnek ana etkileri (blok tipleri) anlamlı bir etkiye sahip olduğu tespit edildikten sonra Tukey HSD testi ile çoklu karşılaştırma sonucunda da tüm örnek ortalama değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir. En düşük parlaklık değeri 44,86 GU ile Vita Enamic örneğinde elde edilirken en yüksek ortalama parlaklık değeri 57,47 GU ile Vita Mark II örneğinde elde edilmiştir (Tablo 10 ve Şekil 25).

Tablo 10. Örnek ana etkisinin karşılaştırılması (Aynı harfe sahip örnekler arasında fark yoktur.)

örnek	ortalama \pm standart hata
B.Crios	50,58 \pm 3,44a
Cerasmart	54,75 \pm 3,86b
Vita Enamic	44,86 \pm 3,02c
Vita Mark II	57,47 \pm 3,57d

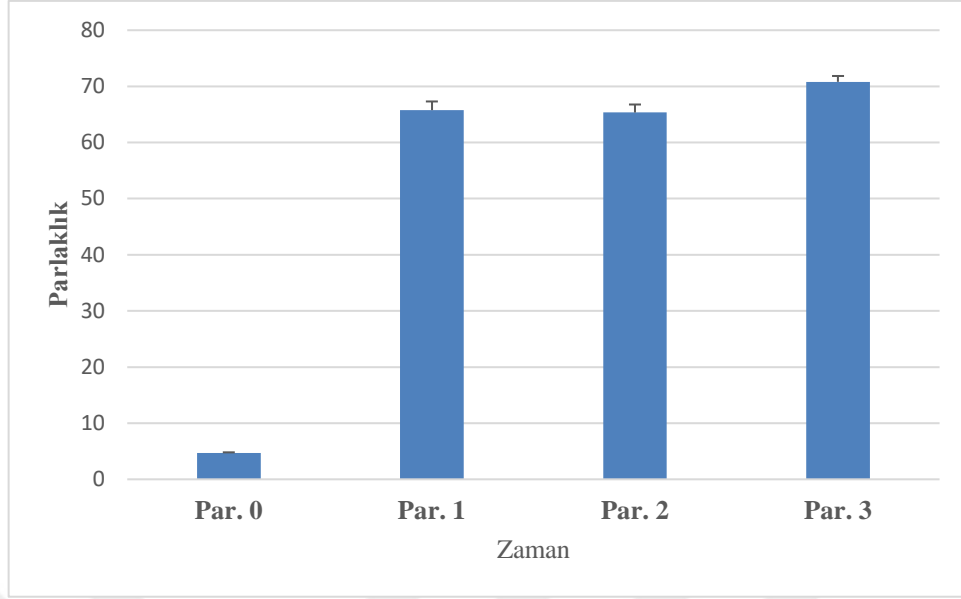


Şekil 25. Örneklere göre parlaklık değerlerine ait ortalama ve standart hata grafiği

Zaman ana etkileri (kontrol- zımpara sonrası Par. 0, ilk polisaj sonrası Par. 1, gastrik asit uygulaması sonrası Par. 2, son polisaj sonrası Par. 3) parlaklık üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ($p < 0,001$). Par. 0'da örneklerin ortalama parlaklık değeri 4,70 GU iken Par. 1'de 65,76 GU, Par. 2'de 65,34 GU ve Par.3'de 70,81 GU olarak elde edilmiştir. Par. 1 ve Par. 2'de elde edilen ortalama parlaklık değerleri arasında istatistiksel olarak fark yoktur. Par, 3'te elde edilen ortalama değer diğerlerinden daha yüksektir ve en düşük ortalama parlaklık değeri Par. 0'da elde edilmiştir (Tablo 11 ve Şekil 26).

Tablo 11. Zaman ana etkisinin karşılaştırılması (Aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.)

zaman	ortalama \pm standart hata
Par. 0	4,70 \pm 0,10a
Par. 1	65,76 \pm 1,55b
Par. 2	65,34 \pm 1,43b
Par. 3	70,81 \pm 1,04c

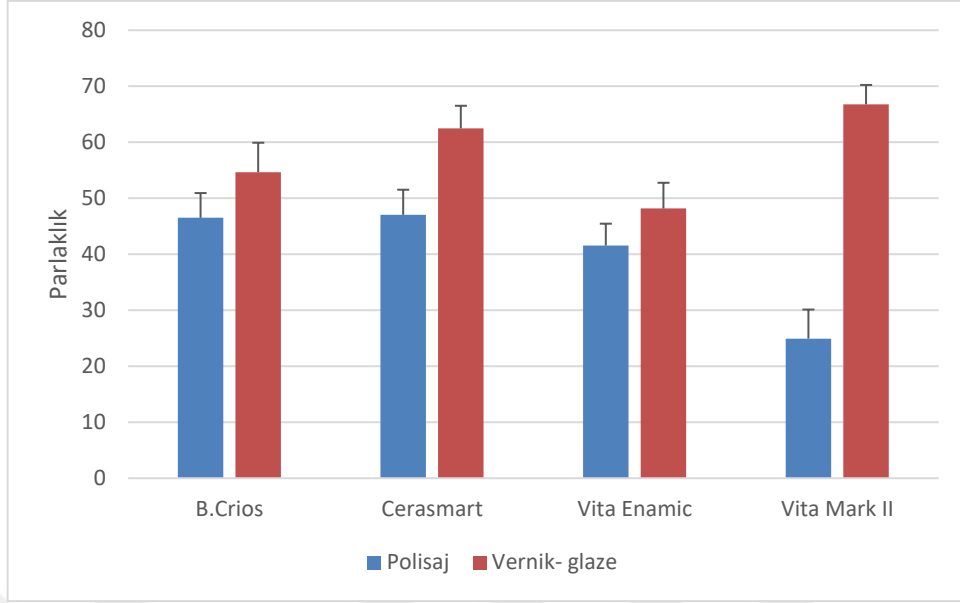


Şekil 26. Zamanlara göre parlaklık değerlerine ait ortalama ve standart hata grafiği

Grup ve örnek etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu görüldükten sonra farklılığın kaynağını bulmak için Tukey HSD ile çoklu karşılaştırma yapılmıştır. Tukey HSD çoklu karşılaştırma sonucunda Polisaj grubunun Cerasmart örneğinde elde edilen ortalama parlaklık ile yine Polisaj grubundan B. Crios ve vernik-glaze Vita Enamic ortalama değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı görülmüştür. En düşük ortalama parlaklık değeri polisaj grubu Vita Mark II örneklerinde elde edilirken, en yüksek ortalama parlaklık değeri grubunun Vita Mark II Glaze örneğinde elde edilmiştir (Tablo 12 ve Şekil 27).

Tablo 12. Grup*Örnek etkileşiminin karşılaştırılması (Aynı harfe sahip ortalamalar arasında fark yoktur.)

Örnekler	polisaj	Vernik- glaze
B.Crios	46,50 ± 4,42b	54,66 ± 5,25c
Cerasmart	47,03 ± 4,49ab	62,47 ± 6,04d
Vita Enamic	41,56 ± 3,89e	48,16 ± 4,60a
Vita Mark II	24,94 ± 5,18f	66,77 ± 3,46g



Şekil 27. Grup ve örnek etkileşimi parlaklık değerlerine ait ortalama ve standart hata grafiği

Tablo 13 ve Şekil 28’de verilen değerler incelendiğinde, Par. 0’da elde edilen ortalama değerler farklılık göstermemektedir. Polısaj grubunda B. Crios örneğinde ortalama değer 4,75 GU iken Cerasmart örneğinde 4,88 GU, Vita Enamic’ te 4,50GU ve Vita Mark II’de de 5 GU’tir. Vernik- glaze grubunda B. Crios örneğinde ortalama değer 4,38 GU iken, Cerasmart örneğinde 4,38 GU, Vita Enamic’te 4,75 GU ve Vita Mark II’de de 5 GU’tir.

Par. 1’de elde edilen polısaj grubunun B. Crios örneğinin ortalama değeri ile yine polısaj grubunun Cerasmart örneği ortalama değeri birbirine eşittir. Diğer ortalamalar arasında ise fark vardır. En düşük ortalama değer 44,88 GU ile polısaj grubunun Vita Mark II örneğinde elde edilirken en yüksek ortalama değer 83,25 GU ile vernik- glaze grubunun Cerasmart örneğinde elde edilmiştir.

Par. 2’de elde edilen polısaj grubunda B. Crios ve Cerasmart örnek ortalamaları ile vernik- glaze grubunda Vita Enamic örnek ortalamaları arasında fark yoktur. Diğer ortalama değerleri arasında farklılık vardır. En düşük ortalama değer 51,13 GU olarak polısaj grubu Vita Enamic örneğinde elde edilirken en yüksek ortalama değer 80,75 GU ile vernik- glaze grubu Cerasmart örneğinde elde edilmiştir.

Par. 3’te elde edilen polısaj grubu B. Crios ve Cerasmart örneği ortalama değeri ile vernik- glaze grubu Vita Enamic ortalama değeri arasında fark yoktur. Benzer şekilde vernik- glaze grubu B. Crios ve Vita Mark II örneği ortalama değerleri arasında da fark yoktur. Diğer ortalama değerler istatistiksel olarak farklılık göstermektedir. En

düşük ortalama değer 56,25 GU ile polisaj grubu Vita Enamic'te elde edilirken, en yüksek ortalama değer 81,50 GU ile vernik- glaze grubu Cerasmart örneğinde elde edilmiştir.

Polisaj grubu (grup a) B. Crios, Par 0'da ortalama parlaklık değeri ile Par. 1, Par. 2 ve Par.3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) B. Crios, Par. 1 (gastrik asit öncesi) ile Par. 2 (gastrik asit sonrası) ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır. Par. 1 (gastrik asit öncesi) ile Par. 3 (son polisaj işlemi sonrası) ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) B. Crios, Par. 2 ortalama parlaklık değeri ile Par. 3 ortalama parlaklık değeri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) Cerasmart, Par. 0 ortalama parlaklık değeri ile Par. 1, Par. 2 ve Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) Cerasmart, Par. 1 ile Par. 2 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır. Par. 1 ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) Cerasmart, Par. 2 ortalama parlaklık değerleri ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) VE, Par. 0 ortalama parlaklık değeri ile Par. 1, Par. 2 ve Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) VE, Par. 1 ile Par. 2 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır. Par. 1 ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) VE, Par. 2 ortalama parlaklık değerleri ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) Mark II, Par. 0 ortalama parlaklık değeri ile Par. 1 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) B. Crios, Par. 0 ortalama parlaklık değeri ile Par. 1, Par. 2. ve Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) B. Crios, Par. 1 ile Par. 2 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmamıştır. Par. 1 ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) B. Crios, Par. 2 ortalama parlaklık değerleri ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) Cerasmart, Par. 0 ortalama parlaklık değeri ile Par.1, Par. 2 ve Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) Cerasmart, Par.1 ile Par. 2 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmamıştır. Par. 1 ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında da istatiksels olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) Cerasmart, Par. 2 ortalama parlaklık değerleri ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) VE, Par. 0 ortalama parlaklık değeri ile Par. 1, Par. 2, Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) VE, Par. 1 ile Par. 2 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmamıştır. Par. 1 ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) VE, Par. 2 ortalama parlaklık değerleri ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmuştur.

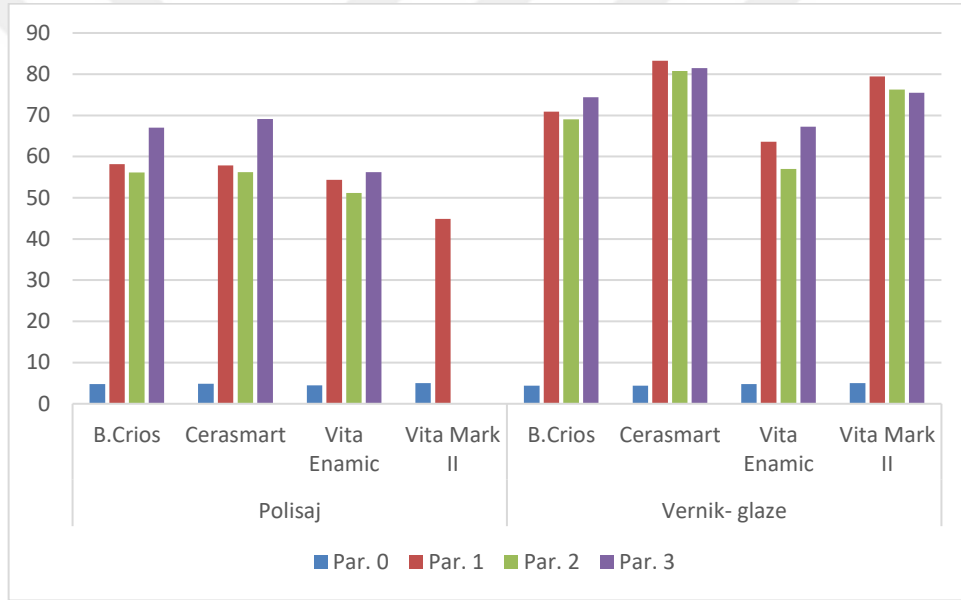
Vernik- glaze grubu (grup b) Mark II, Par. 0 ortalama parlaklık değeri ile Par. 1, Par. 2 ve Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) Mark II, Par. 1 ile Par. 2 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmamıştır. Par. 1 ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmuştur.

Vernik- glaze grubu (grup b) Mark II, Par. 2 ortalama parlaklık değerleri ile Par. 3 ortalama parlaklık değerleri arasında istatiksels olarak fark bulunmamıştır.

Tablo 13. Grup, örnek ve zaman etkileşiminin ortalama parlaklık değerlerinin karşılaştırılması (İlgili zaman içerisinde aynı harfe sahip ortalamalar arasında fark yoktur.)

		Par. 0	Par. 1	Par. 2	Par. 3
Polisaj	B.Crios	4,75 ± 0,25	58,13 ± 1,19a	56,13 ± 1,06a	67,00 ± 1,13a
	Cerasmart	4,88 ± 0,30	57,88 ± 0,87a	56,25 ± 1,11a	69,13 ± 1,62a
	Vita Enamic	4,50 ± 0,27	54,38 ± 0,84b	51,13 ± 1,11b	56,25 ± 1,64c
	Vita Mark II	5,00 ± 0,27	44,88 ± 1,14c		
Vernik- glaze	B.Crios	4,38 ± 0,26	70,88 ± 1,26d	69,00 ± 1,39c	74,38 ± 1,12b
	Cerasmart	4,38 ± 0,42	83,25 ± 1,15e	80,75 ± 1,03d	81,50 ± 1,10d
	Vita Enamic	4,75 ± 0,37	63,63 ± 0,6f	57,00 ± 0,87a	67,25 ± 2,64a
	Vita Mark II	5,00 ± 0,19	79,44 ± 1,67g	76,25 ± 1,21e	75,50 ± 0,86b



Şekil 28. Grup, örnek ve zaman etkileşiminin karşılaştırılması

4.2. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin İncelenmesi

Pürüzlülük ölçümlerine ait değişim genelleştirilmiş lineer model (Wald İstatistik Testi) yardımıyla incelendi. Çalışmanın önceki bölümlerinde zımparalama sonrası pürüzlülük değeri ölçümü yapılmadığı için AFM ile yapılan ölçümler ilk polisaj ve vernik- glaze işlemlerinin ardından yapılmaya başlandı (Pür. 1, Pür. 2, Pür. 3). Pürüzlülük değeri üzerinde grup, örnek ve zaman değişkenlerinin ana etkileri ile

grup*örnek ve zaman*grup*örnek etkileşimleri incelendi. Hem ana etkilerin hem de etkileşimlerin istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğu gözlemlendi ($p<0,001$). İstatistik analiz Wald İstatistik Testi ile yapıldı (Tablo 14).

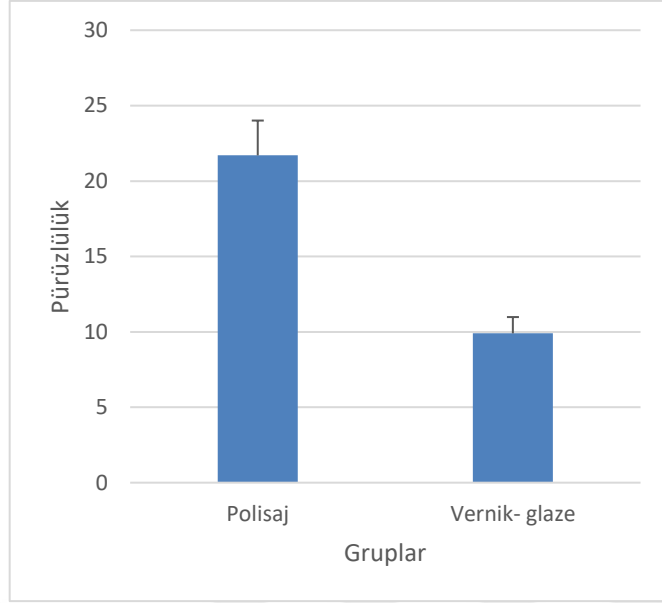
Tablo 14. Pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması

	wald istatistik testi	serbestlik derecesi	P
Sabit	436,55	1	<0,001
Grup	44,21	1	<0,001
Örnek	24,77	3	<0,001
Zaman	32,95	2	<0,001
Grup * Örnek	34,46	2	0,001
Zaman * Grup * Örnek	31,08	12	0,002

Grupların ana etkileri (polisaj ve vernik- glaze) pürüzlülük üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0,001$). Polisaj grubunda ortalama pürüzlülük değeri 21,7 nm iken vernik- glaze grubunda ortalama olarak 9,9 nm olarak elde edilmiştir. Vernik- glaze grubunda ortalama değer polisaj grubuna göre daha düşük elde edilmiştir. (Tablo 15 ve Şekil 29)

Tablo 15. Grup ana etkisinin (polisaj ve vernik- glaze) pürüzlülük üzerine etkisinin karşılaştırılması

grup	ortalama ± standart hata
Polisaj	21,7 ± 2,31
Vernik- glaze	9,9 ± 1,08

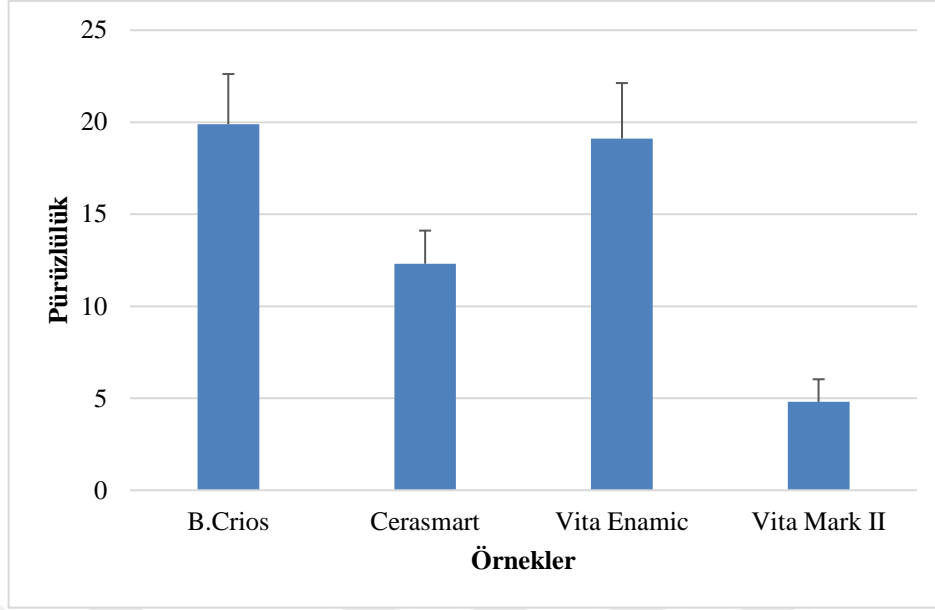


Şekil 29. Gruplara göre pürüzlülük değerlerine ait ortalama ve standart hata grafiği

Örnek ana etkileri (blok tipi) pürüzlülük üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahiptir ($p < 0,001$). B. Crios örneğinde ortalama değer 19,90 nm, Cerasmart örneğinde 12,31 nm, Vita Enamic'te 19,11 nm ve Vita Mark II' de 4,80 nm olarak elde edilmiştir. Örnek ana etkileri (blok tipi) anlamlı bir etkiye sahip olduğu tespit edildikten sonra çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda da tüm örnek ortalama değerlerinin birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir. B. Crios ortalama değeri ile Vita Enamic ortalama değeri arasında fark yoktur ve en düşük ortalama değer Vita Mark II örneğinde elde edilmiştir (Tablo 16 ve Şekil 30).

Tablo 16. Örnek ana etkisinin karşılaştırılması (Aynı harfe sahip örnekler arasında fark yoktur.)

Örnek	ortalama \pm standart hata
B.Crios	19,90 \pm 2,72a
Cerasmart	12,31 \pm 1,80b
Vita Enamic	19,11 \pm 3,02a
Vita Mark II	4,80 \pm 1,23c

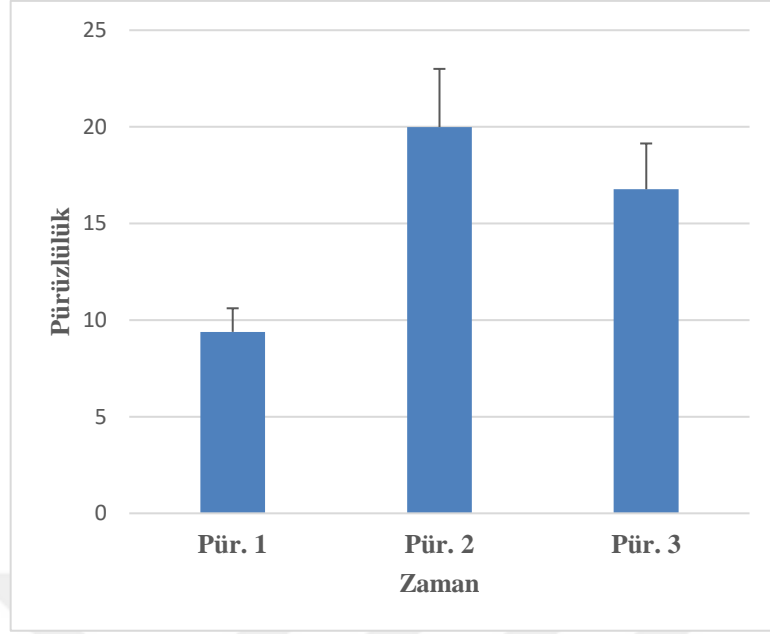


Şekil 30. Örnekler göre pürüzlülük değerlerine ait ortalama ve standart hata grafiği

Zaman ana etkileri (Pür. 1, Pür. 2 ve Pür. 3) pürüzlülük üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ($p < 0,001$). Pür. 1’de ortalama değer 9,39 nm iken Pür. 2’de 19,99 nm ve Pür. 3’te 16,77 nm olarak elde edilmiştir. Pür. 2 ve Pür. 3’te elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak farkın olmadığı, Pür. 1’de elde edilen ortalama pürüzlülük değerinin diğerlerinden daha düşük olduğu gözlenmiştir (Tablo 17 ve Şekil 31).

Tablo 17. Zaman ana etkisinin karşılaştırılması (Aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.)

zaman	ortalama ± standart hata
Pür. 1	9,39 ± 1,22a
Pür. 2	19,99 ± 3,01b
Pür. 3	16,77 ± 2,37b

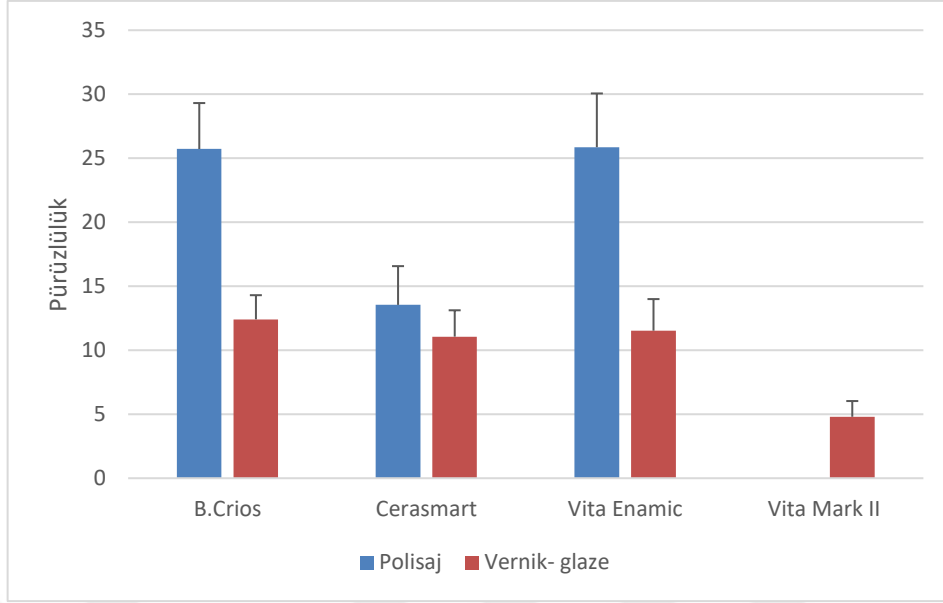


Şekil 31. Zamanlara göre pürüzlülük değerlerine ait ortalama ve standart hata grafiği

Grup ve örnek etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu görüldükten sonra farklılığın kaynağını bulmak için çoklu karşılaştırma (Tukey HSD) yapılmıştır. Çoklu karşılaştırma sonucunda polisaj grubunun B. Crios ve Vita Enamic örneklerinde elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri arasında fark yoktur ve en yüksek ortalama değerler bu etkileşimlerde elde edilmiştir. En düşük pürüzlülük değeri vernik- glaze grubunun Vita Mark II uygulamasında elde edilmiştir (Tablo 18 ve Şekil 32).

Tablo 18. Grup*Örnek etkileşiminin karşılaştırılması (Aynı harfe sahip ortalamalar arasında fark yoktur.)

	polisaj	vernik- glaze
B.Crios	25,72 ± 3,59a	12,41 ± 1,89b
Cerasmart	13,54 ± 3,03b	11,06 ± 2,06b
Vita Enamic	25,86 ± 4,18a	11,53 ± 2,47a
Vita Mark II	---	4,80 ± 1,23c



Şekil 32. Grup örnek etkileşimi pürüzlülük değerlerine ait ortalama ve standart hata grafiği

Tablo 19 ve Şekil 33’de, Pür. 1’de elde edilen ortalama değerler farklılık göstermektedir. Polısaj grubunda B. Crios örneği sonucu elde edilen ortalama pürüzlülük değeri (14,94 nm) vernik- glaze grubunda Cerasmart örneği sonucu elde edilen ortalama pürüzlülük (6,06 nm) ve yine vernik- glaze grubunda Vita Mark II örneği sonucu elde edilen ortalama pürüzlülük (3,20 nm) değerinden istatistiksel olarak farklıdır. Polısaj grubunda Vita Enamic sonucu elde edilen ortalama değer de vernik- glaze grubunda Vita Mark II örneği sonucu elde edilen ortalama değerden farklıdır. Diğerleri arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Pür. 2’de Polısaj grubu B.Crios ortalaması ile vernik- glaze Vita Enamic ortalaması arasında fark yoktur. Benzer şekilde Polısaj Cerasmart ile vernik- glaze Cerasmart ve Glaze Vita Enamic arasında da istatistiksel olarak fark yoktur. Polısaj Vita Enamic ile Glaze B.Crios, vernik- glaze Cerasmart ve Vita Mark II arasında da fark yoktur. Vernik- glaze B.Crios ve Glaze Vita Enamic arasında da fark yoktur. Diğer etkileşimler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

Pür. 3’te Polısaj grubu B.Crios ile yine Polısaj grubu Vita Enamic arasında istatistiksel olarak fark yoktur. Polısaj Cerasmart ile vernik- glaze B.Crios, Cerasmart, Vita Enamic ve Vita Mark II arasında da istatistikler olarak fark yoktur. En yüksek değer Polısaj B.Crios ve Vita Enamic etkileşiminde elde edilmiştir.

Polisaj grubu (grup a) B.Crios, Pür. 1 ile Pür. 2 ve Pür. 1 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) B.Crios, Pür. 2 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) Cerasmart, Pür. 1 ile Pür. 2 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur. Pür. 1 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Polisaj grubu (grup a) Cerasmart, Pür. 2 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) VE, Pür. 1 ile Pür. 2 ve Pür. 1 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur.

Polisaj grubu (grup a) VE, Pür. 2 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) B. Crios, Pür. 1 ile Pür. 2 ve Pür. 1 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) B. Crios, Pür. 2 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) Cerasmart, Pür. 1 ile Pür. 2 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmuştur. Pür. 1 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) Cerasmart, Pür. 2 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) VE, Pür. 1 ile Pür. 2 ve Pür. 1 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

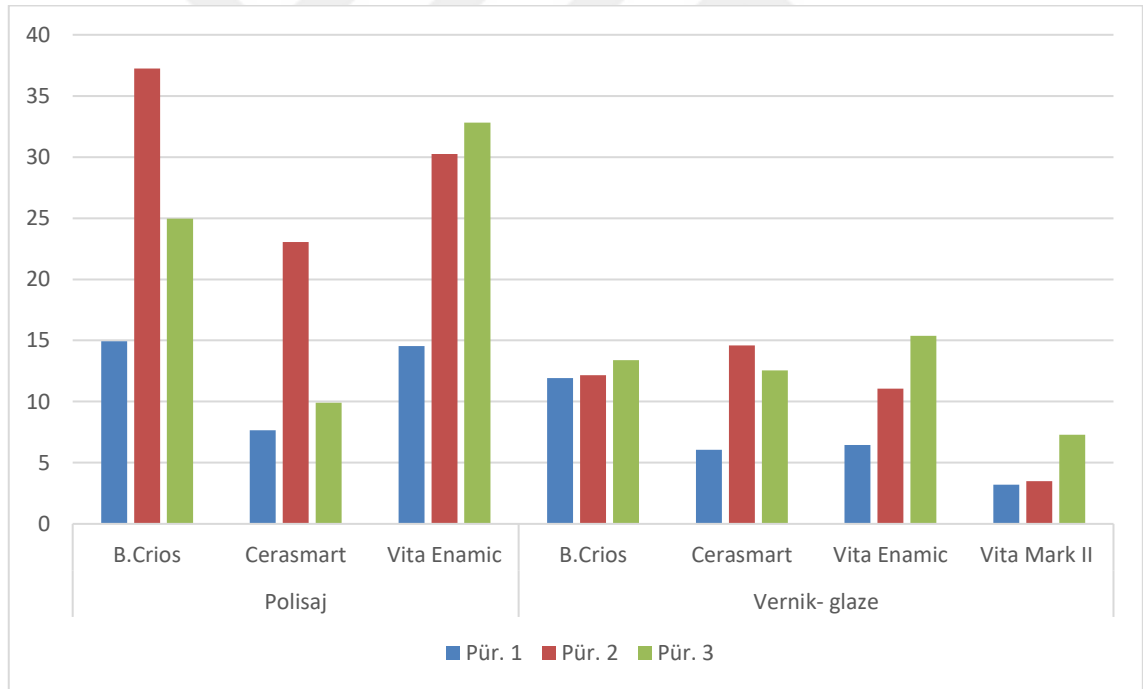
Vernik- glaze grubu (grup b) VE, Pür. 2 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) Mark II, Pür. 1 ile Pür. 2 ve Pür. 1 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Vernik- glaze grubu (grup b) Mark II, Pür. 2 ile Pür. 3 ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatikselsel olarak fark bulunmamıştır.

Tablo 19. Grup, örnek ve zaman etkileşiminin karşılaştırılması (a-g: İlgili zaman içerisinde aynı harfe sahip ortalamalar arasında fark yoktur.)

		Pür. 1	Pür. 2	Pür. 3
Polisaj	B.Crios	14,94 ± 0,26a	37,25 ± 3,82b	24,97 ± 3,93a
	Cerasmart	7,65 ± 4,01abc	23,06 ± 4,35bc	9,91 ± 2,42b
	Vita Enamic	14,53 ± 3,06ac	30,25 ± 7,74b	32,81 ± 6,54a
Vernik- glaze	B.Crios	11,93 ± 2,60abc	12,16 ± 5,54ac	13,38 ± 4,72b
	Cerasmart	6,06 ± 0,21bc	14,60 ± 2,62c	12,54 ± 4,90b
	Vita Enamic	6,44 ± 2,12abc	11,05 ± 5,76ac	15,39 ± 2,51b
	Vita Mark II	3,20 ± 0,35b	3,48 ± 0,15a	7,28 ± 3,02b

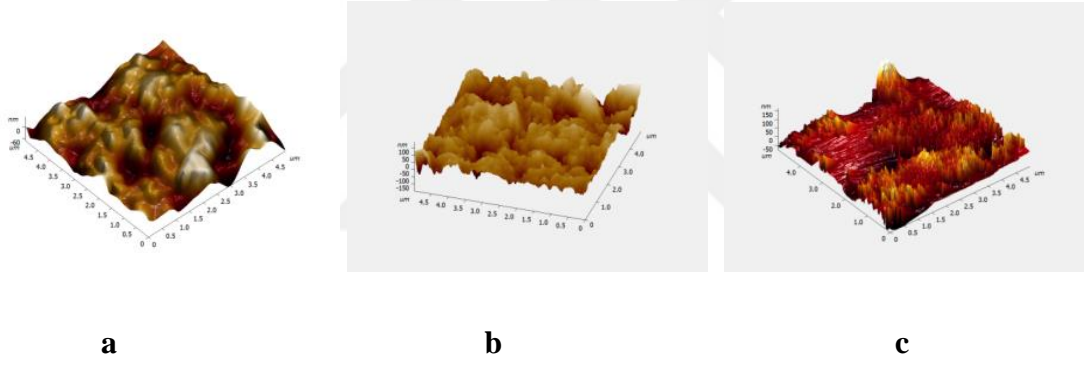


Şekil 33. Grup, örnek ve zaman etkileşiminin karşılaştırılması

4.3. AFM 3D Şekil İncelemeleri

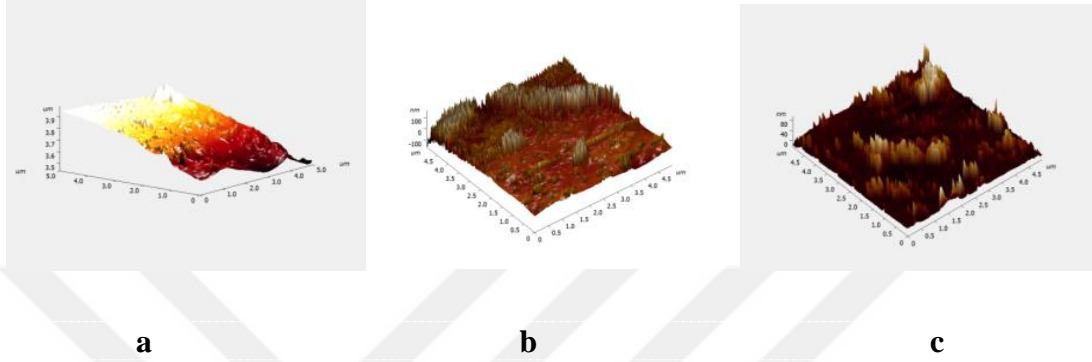
Polisaj ve glaze grubundan olan örneklerin Pür. 1'de (a) (ilk yüzey işlemlerinden sonra), Pür. 2'de (b) (gastrik asitten sonra) ve Pür. 3'te (c) (son yüzey işlemlerinden sonra) AFM cihazıyla yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği 3D görüntüler incelendi.

B. Crios polisaj AFM görüntüleri (Şekil 34 a, b, c)'de verilmiştir. Mekanik polisaj sonucunda yüzeydeki tepelerin fazla olduğu ancak nispeten yuvarlak olduğu, diğer resimlere göre daha alçak düzensizliklerin olduğu görülmektedir (Şekil 34 a). Asit etkisinden dolayı yüzeyin tamamına yayılmış düzensizlikler ve aşırı pürüzlü yüzey görülmektedir (Şekil 34 b). Asit etkisinden sonra mekanik polisaj işlemlerine tabi tutulmuş, yüzey düzensizliklerinin nispeten daha düzenli duruma geldiği görülmektedir (Şekil 34 c).



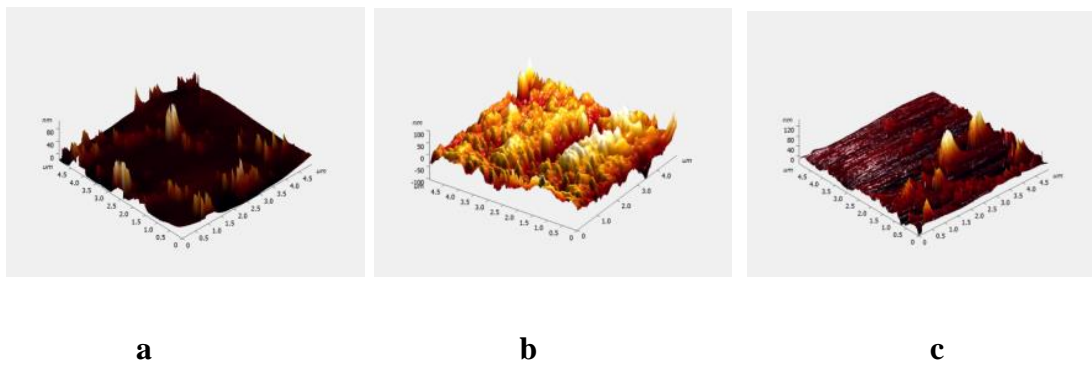
Şekil 34. (a) B. Crios polisaj örneğinin Pür. 1 (ilk polisaj işlemlerinden sonra), (b) Pür. 2 (gastrik asit uygulandıktan sonra) ve (c) Pür. 3 (son polisaj işlemlerinden sonra) 3D görüntüleri

Vernik- glaze grubu B. Crios AFM görüntüleri (Şekil 35 a, b, c)'de verilmiştir. Mekanik polisaja ek olarak vernik- glaze uygulaması sonucunda yüzeydeki tepelerin az olduğu görülmektedir (Şekil 35 a). Asit etkisinden dolayı yüzeyin az da olsa bozulduğu görülmektedir (Şekil 35 b). Asit etkisinden sonra mekanik polisaj ve vernik- glaze işlemlerine rağmen düzensizliklerin kaldığı görülmektedir (Şekil 35 c).



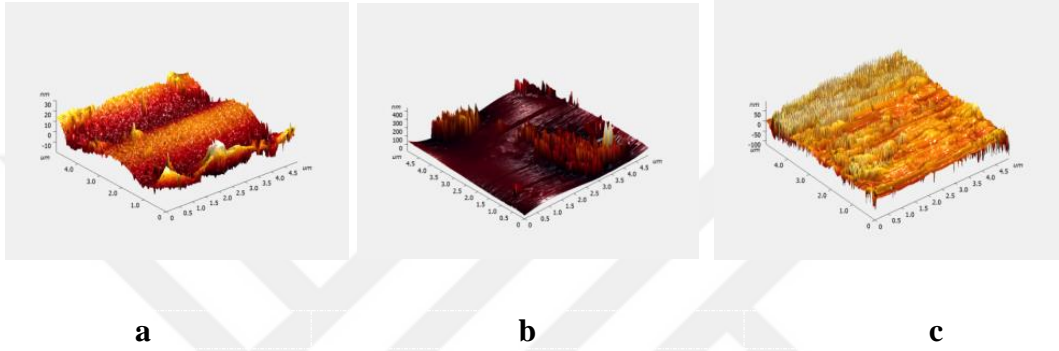
Şekil 35. (a) B. Crios glaze örneğinin Pür. 1 (ilk polisaj+ vernik- glaze işlemlerinden sonra), (b) Pür. 2 (gastrik asit uygulandıktan sonra) ve (c) Pür. 3 (son polisaj+ vernik- glaze işlemlerinden sonra) 3D görüntüleri

Cerasmart polisaj örneği sonucu (Şekil 36 a, b, c)'de verilmiştir. Mekanik polisaj sonucunda yüzeydeki tepelerin az ve lokal olduğu görülmektedir (Şekil 36 a). Asit etkisinden dolayı yüzeyin tamamına yayılmış düzensizlikler ve aşırı pürüzlü yüzey görülmektedir (Şekil 36 b). Asit etkisinden sonra mekanik polisaj işlemleriyle düzensizliklerin azaldığı ve asit uygulamadan önceki resme benzer yüzey görülmektedir (Şekil 36 c).



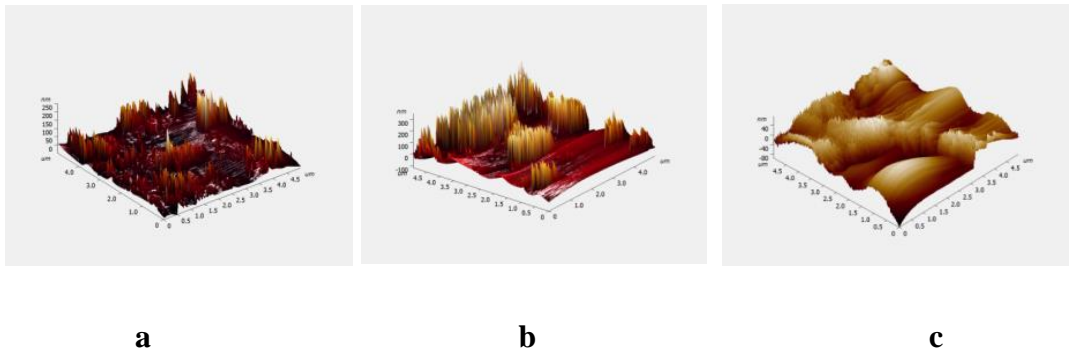
Şekil 36. (a) Cerasmart polisaj örneğinin Pür. 1 (ilk polisaj işlemlerinden sonra), (b) Pür. 2 (gastrik asit uygulandıktan sonra) ve (c) Pür. 3 (son polisaj işlemlerinden sonra) 3D görüntüleri

Cerasmart vernik- glaze grubu örneği sonucu (Şekil 37 a, b, c)'de verilmiştir. Mekanik polisaja ek olarak vernik- glaze uygulaması sonucunda yüzeydeki tepelerin çok az ve lokal olduğu görölmektedir (Şekil 37 a). Asit etkisinden dolayı yüzeyde lokal yayılmış yüksek ve sivri tepecikler, düzensizlikler ve pürüzlü yüzey görölmektedir (Şekil 37 b). Asit etkisinden sonra mekanik polisaja ek olarak vernik- glaze uygulaması ile düzensizliklerin azaldığı, ancak asit uygulamadan önceki resime göre düzensiz yüzey görölmektedir (Şekil 37 c).



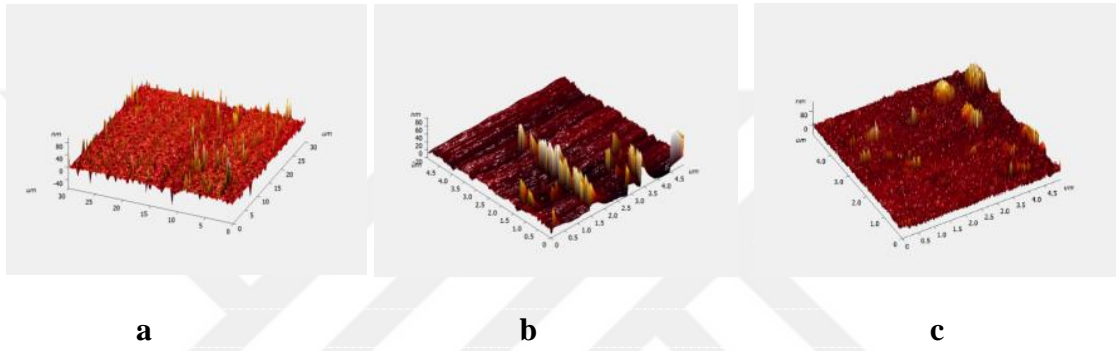
Şekil 37. (a) Cerasmart glaze örneğinin Pür. 1 (ilk polisaj+ vernik- glaze işlemlerinden sonra), (b) Pür. 2 (gastrik asit uygulandıktan sonra) ve (c) Pür. 3 (son polisaj+ vernik- glaze işlemlerinden sonra) 3D görüntüleri

VE polisaj örneği sonucu (Şekil 38 a, b, c)'de verilmiştir. Mekanik polisaj sonucunda yüzeydeki tepelerin fazla olduğu, diğer şekillere göre daha alçak düzensizliklerin olduğu görölmektedir (Şekil 38 a). Asit etkisinden dolayı yüzeyde çok yüksek tepeler, düzensizlikler ve aşırı pürüzlülük görölmektedir (Şekil 38 b). Asit etkisinden sonra yüzey mekanik polisaj işlemlerine tabi tutulduğu, ancak yüzey düzensizliklerinin giderilmediği görölmektedir (Şekil 38 c).



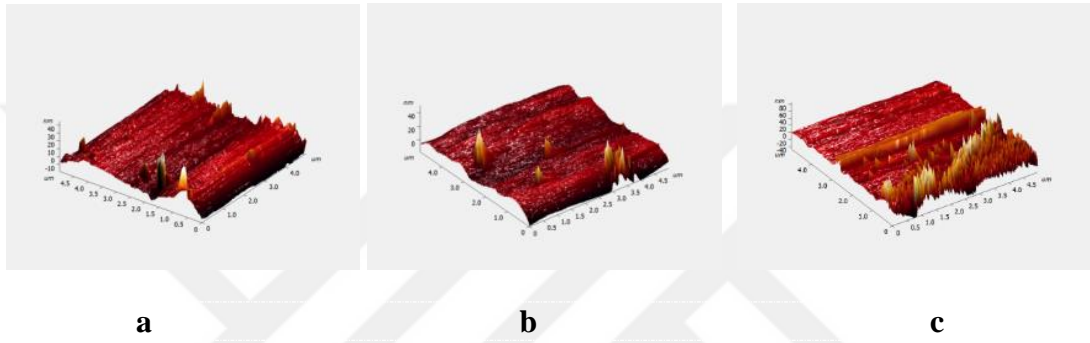
Şekil 38. (a) VE polisaj örneğinin Pür. 1 (ilk polisaj işlemlerinden sonra), (b) Pür. 2 (gastrik asit uygulandıktan sonra) ve (c) Pür. 3 (son polisaj işlemlerinden sonra) 3D görüntüleri

VE vernik- glaze grubu örneği sonucu (Şekil 39 a, b, c)'de verilmiştir. Mekanik polisaja ek olarak vernik- glaze uygulaması sonucunda yüzeydeki tepelerin çok az ve lokal olduğu görülmektedir (Şekil 39 a). Asit etkisinden dolayı yüzeyde lokal yüksek ve sivri tepelikler ve düzensizlikler görülmektedir (Şekil 39 b). Asit etkisinden sonra mekanik polisaja ek olarak vernik- glaze uygulaması ile düzensizliklerin azaldığı, ancak asit uygulamadan önceki resime göre pürüzlü yüzey görülmektedir (Şekil 39 c).



Şekil 39. (a) VE glaze örneğinin Pür. 1 (ilk polisaj+ vernik- glaze işlemlerinden sonra), (b) Pür. 2 (gastrik asit uygulandıktan sonra) ve (c) Pür. 3 (son polisaj+ vernik- glaze işlemlerinden sonra) 3D görüntüleri

Vita Mark II vernik- glaze grubu örneği sonucu (Şekil 40 a, b, c)'de verilmiştir. Mekanik polisaja ek olarak fırın glaze uygulaması sonucunda yüzeydeki tepelerin çok az, lokal olduğu ve minimum pürüzlülükte yüzey görölmektedir (Şekil 40 a). Asit etkisinden dolayı yüzeyde çok az sayıda lokal tepecikler ve düzensizlikler görölmektedir (Şekil 40 b). Asit etkisinden sonra tamamı seramik örneğe ağız ortamında yapılabilecek sadece mekanik polisaj işlemleri yapıldıktan sonra düzensizliklerin arttığı, asit uygulamadan önceki resime göre lokal pürüzlü yüzey olduğu görölmektedir (Şekil 40 c).



Şekil 40. (a) Vita Mark II glaze örneğinin Pür. 1 (ilk polisaj+ glaze işlemlerinden sonra), (b) Pür. 2 (gastrik asit uygulandıktan sonra) ve (c) Pür. 3 (son polisaj işlemlerinden sonra) 3D görüntüleri

5. TARTIŞMA

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknikleriyle hem estetik, hem de mekanik özellikleri yüksek olan restorasyonların yapımı mümkün olmaktadır. Bu gibi restorasyonların yapımında kullanılan bloklar birkaç başlık altında sınıflandırılmaktadır. Seramik esaslı CAD/ CAM tam seramik veya zirkonyum bloklar estetik açıdan, kırılma dayanıklılığı açısından, aşınma direnci açısından yüksek özelliklere sahip olsa da karşıt doğal dişlere karşı abrazyon etkisi yapmaktadır. Önceki nesil rezin kompozit bloklardan üretilen restorasyonlarda estetik ve mekanik başarısızlıklar sıklıkla yaşanmaktaydı. Fiziksel, mekanik, kimyasal ve estetik özelliklerini artırmak için rezin esaslı kompozit bloklara seramik özellikli materyaller ilave edilerek diş dokusu ile daha uyumlu yeni nesil- rezin esaslı seramik hibrit bloklar üretilmeye başlanılmıştır (Coldea ve ark., 2013). Tam seramik restorasyonların elastisite modülü düşük olduğu için kırılma yapıda materyallerdir. Ayrıca, simante edilmiş restorasyonların tamir işlemi gerektiğinde yerinden çıkarılmasında problemlerle karşılaşmaktadır (Lauvahutanon ve ark., 2014 ve Nguyen ve ark., 2014). Bu nedenle, kompozit sistemlerle tamiri mümkün olan kompozit içerikli CAD/ CAM hibrit seramik bloklar kullanılmaya başlanmıştır. Bu hibrit bloklar, tamamı seramiklere göre yüzey sertliğinin daha düşük olmasından dolayı üretim ve tamir işlemleri daha kolaylaşmaktadır ve aynı zamanda indirekt rezin kompozitlere göre fiziksel ve optik özellikleri daha iyidir (Elsaka, 2014). Bu ve başka üstün özelliklerinden dolayı ayrıca yapılacak kimyasal glaze işlemlerin etkisinin gastrik asite maruz kalmış yüzeylerdeki etkisini daha ileri düzeyde inceleyebilmek için tez çalışmamızda da CAD/ CAM hibrit bloklar tercih edilmiştir. Tüm bu materyal özelliklerindeki gelişmelere rağmen tamamı seramik materyaller, estetik ve dayanıklılık açısından hala altın standart olarak kabul edilmektedir. Hibrit blokları farklı yüzey işlemleri sonucunda, yine gastrik asite maruz kalmış yüzeylerdeki parlaklık ve pürüzlülükleri açısından değerlendirmek ve kıyaslamalı analiz etmek amacıyla çalışmamızda Vita Mark II feldspatik seramik bloklar kullanılmıştır.

GÖRH hem hayat kalitesine olumsuz etkisi, hem de uzun dönemde yol açabildiği komplikasyonları nedeniyle önemli bir sağlık sorunudur ve aynı zamanda ağız içi restorasyonlara bir sıra olumsuz etkileri bilinmektedir (Yürekli ve Ersoy, 2012). Alt özofageal sfinkterin uygun olmayan biçimde gevşemesi ile ağız ortamına geri gelen gastrik sıvıda bulunan proteolitik pepsin'in dişlerin yüzeyindeki koruyucu dental zarı

uzaklaştırdığı ve gastrik asitin ağız sıvısının yerine kolaylıkla geçerek dişler üzerinde aşındırıcı etki yaptığı yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda belirtilmektedir. Yapılan insan ve hayvan çalışmalarında GÖRH ve diş erozyonu arasında ciddi bir bağlantının olduğu gösterilmiştir (Bartlett ve ark., 2001; Moazzez ve ark., 2004; Ranjitkar ve ark., 2012). GÖR hastası olan yetişkin bireylerde erozyon derecesinin (%80) yüksek oranda olduğu yapılan bir çalışmada bildirilmektedir (Tuğut ve ark., 2009). Sistematik bir derlemede GÖRH' na sahip hastalarda diş erozyonuna rastlanılma oranının ortalama % 24, diş erozyonu olan erişkin hastalarda ise GÖRH rastlanılma oranının % 32.5 olduğu vurgulanmıştır (Pace ve ark., 2008). Ayrıca dental erozyon gözlenmeyen GÖR hastalarında kısa süreli GÖR hikayesi gözlemlendiği ve reflü semptomlarının dental erozyon gözlenen gruba göre daha az olduğu belirtilmiştir (Meurman ve ark., 1994). GÖR hastalarında reflü sonucunda ağız ortamına gelen düşük pH'lı gastrik sıvı sadece doğal dişlerin değil, restoratif materyallerin de parlak yüzeylerini etkilemektedir. GÖR hastalarında reflü sonucunda oluşan asidik ortamdan seramik yüzeyler de etkilenmektedir (Oh ve ark., 2002). 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 ortalama bir günlük regürjite gastrik asidik sıvıyla temasına karşılık gelen 10 dakikalık toplam asit uygulaması kısa süreli asit ataklarını, 24 saatlik asit uygulaması ise uzun süreli asit atağı olarak değerlendirmeye alınmıştır. Çalışmada bu materyallerin yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı bir artış meydana geldiği bildirilmiştir (Myklebost ve ark., 2003). Cengiz ve ark.'nın (2014) "Gastrik sıvının indirekt laboratuvar kompozitlerinin renk değişimleri, yüzey pürüzlülükleri ve yüzey sertlikleri üzerindeki etkilerinin incelenmesi" isimli çalışmasında, gastrik asit solüsyonunda 24 saat bekletilen indirekt laboratuvar kompozitlerinin renk değişimleri, yüzey pürüzlülükleri ve yüzey sertlikleri incelenmiştir. Yapılan çalışma sonucunda, gastrik asidin bu materyalleri etkilediği, çalışmada kullanılan dört farklı indirekt laboratuvar kompozitinin rengini, yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey sertliğini etkilediği bulunmuştur. Gastrik sıvı uygulaması indirekt laboratuvar kompozitlerinde gözle görülebilir ve klinik olarak kabul edilemeyen renk farklılığı oluşmasına neden olmuş, tüm materyallerin yüzey pürüzlülüğünde artışa, yüzey sertliği değerlerinde ise azalmaya neden olduğu belirtilmiştir. Elde edilen bulgular doğrultusunda ileri GÖR hastalarında indirekt

laboratuvar kompozitlerinin kullanımının uygun olmayacağı sonucuna varıldığı belirtilmiştir (Cengiz ve ark., 2014).

Polimer dehidrasyonu, direk ve indirek restorasyonların kullanım ömrüne etki eden en belirleyici faktörlerden birisidir (Correr ve ark., 2012). Polimer dehidrasyonu, oligomer ve monomerleri birleştiren zincirlerin bölünmesi olarak ta tanımlanabilir. Bu kimyasal olayın, çözelti ve materyalle bağlantılı olduğu gösterilmiştir (Turssi ve ark., 2002; Fucio ve ark., 2008). Rezin matrikse ek olarak , restorasyon bileşenlerinden, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajanlar da dehidrolizasyon oranını etkilemektedir (Gopferich, 1996; Fucio ve ark., 2008). Farklı içerik dışında, asitli içecekler, karyojenik biyofilm, tükürük enzimleri, gastrik asit ve su emme gibi dahili ve dış etkenler de rezin esaslı restorasyonların dehidrasyonunu etkilemektedir. Dahili asitlerin; örneğin gastrik asidin, düşük pH değerinden dolayı, dental yapıların ve restorasyonların dehidrasyonu ile güçlü bir ilişkisi olduğu bildirilmiştir (Asmussen, 1984; Larsen ve Munksgaard, 1991; Oilo, 1992; de Gee ve ark., 1996; Bollen ve ark., 1997; Sarrett ve ark., 2000; Yap ve ark., 2000; Bartlett ve Coward, 2001; Jones ve ark., 2002; Turssi ve ark., 2002; Johansson ve ark., 2004; Seow ve Thong, 2005; Wongkhantee ve ark., 2006; Francisconi ve ark., 2008). Tez çalışmamızda şiddetli reflü atakları geçiren reflü hastalarının uzun süreli reflü ataklarının in vitro koşullarda simülasyonu amacı ile örneklere 24 saat gastrik asit uygulaması yapılmıştır ve uygulanan gastrik asitin örneklerin parlaklık ve pürüzlülük açısından etkilendiği, gastrik asit uygulanan her iki gruptaki (polisaj grubu ve glaze grubu) örneklerin parlaklık değerlerinin azaldığı (tablo 11), pürüzlülük değerlerinin ise arttığı görülmüştür (Tablo 17).

Hastalar 0.3 mm ve üzeri pürüzlülük değerlerini dilleriyle algılayabilirler, bu sebeple düzgün ve pürüzsüz yüzeyler hastaların tedavi sonrasında konforlarını artırır. İlave olarak, polisaj işlemleri estetik memnuniyeti artırır ve restorasyonların doğal diş minesini gibi parlamasını sağlar (Jones ve ark., 2004).

Tek aşamalı CAD/ CAM restoratif materyallere çoğunlukla manüel polisaj işlemi yapılır. Lityum disilikat cam seramik (Bindl ve ark., 2003; Kurbad and Reichel, 2005; Wiedhahn, 2007), translüsent zirkonyum dioksit (Sirona, 2011; Vollbrecht, 2007) gibi tamamı seramik iki aşamalı CAD/ CAM restoratif materyaller ise normalde glaze işlemine tabi tutulur, ancak standart prosedürlerle de polisaj işlemi yapılabilir (Kurbad ve Reichel, 2005; Sirona, 2011; Preis ve ark., 2012; Wiedhahn, 2007). Yapılan

çalışmalar sonucunda, tamamı seramik materyallere fırınlama ile uygulanan glaze işleminin ideal sonuç verdiği görülmüştür ve günümüzde de altın standart olarak kabul edilmektedir. Buna ilaveten, zaman tasarrufu ve tekrarlanan glaze işleminin önüne geçmesi gibi bazı avantajlardan dolayı, elde parlatma yönteminin pürüzsüz bir seramik yüzeyi oluşturmak için iyi bir alternatif olduğu bildirilmiştir (Han ve ark., 2014).

Kompozitlere farklı vernik materyallerinin uygulanmasının mikrosızıntı üzerine etkisinin incelendiği çalışmada, vernik uygulanmasının, oklüzal bölgede, gingival bitim sınırına oranla daha iyi bir örtücülük sağladığı sonucuna varılmıştır. Vernik uygulamadan önce, kompozit restorasyon yüzeyine, diş ile restorasyon arasında, diş yüzeyine asit uygulanarak smear tabakası uzaklaştırılır ve bağlantı için diş yüzeyinde yeterli pürüzlülük sağlanır. Başta fosforik asit olmak üzere üretici firmalar tarafından piyasaya sunulan tüm zayıf asitler bu amaçla kullanılabilir. Kompozit yüzeyine asit uygulaması vernik materyali ile bağlantıyı artırır (Owens ve Johnson, 2006).

CAD/ CAM sistemleri ile prefabrike bloklardan hazırlanan restorasyonlar, tek bir seansta tasarlanıp üretilmektedir. Bloklardan frezeleme ile hazırlanan restorasyonlar ağız içi şartlarda kullanılmaya uygun pürüzlülük ve parlaklık değerine sahip değildir ve bu sebeple frezeleme işlemi sonrasında, restorasyonun dış hatları düzeltilmeli ve polisaj işlemleri yapılmalıdır (Fasbinder ve Neiva, 2016). Ayrıca, restorasyonda hastaya teslim esnasında yapılan oklüzal uyumlama işlemi sonucunda da pürüzlü ve parlak olmayan bir oklüzal yüzey oluşmaktadır. Dolayısıyla, intraoral olarak da bitirme ve parlatma işlemleri gerekli olmaktadır (Amaya-Pajares ve ark., 2016). Bitirme ve parlatma işlemlerinde birçok alet ve teknikler kullanılmaktadır. Bitirme ve polisaj işlemlerinin, pürüzsüz ve parlak bir yüzey oluşturarak restorasyonun bükülme dayanımını maksimuma çıkarması, kırılma ve çatlak riskini düşürmesi, karşıt dişlerin aşınmasını en aza indirmek için restorasyonun aşındırma özelliğini azaltması ve plak oluşumunu azaltarak bakterilerin restorasyon yüzeyine tutunmasını engellemek için maksimum pürüzsüzlükte ya da minimum pürüzlülükte bir restorasyon oluşturulması beklenmektedir (Kakar, 2007).

Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda gastrik sıvıda bekletilmiş CAD/ CAM hibrit seramik ve tamamı seramik blokların fiziksel ve mekanik özelliklerindeki

değişiklikleri incelemek amacıyla glossmetre cihazıyla parlaklık ve AFM cihazıyla yüzey pürüzlülüğü testleri yapıldı.

Farklı polisaj yöntemlerinin farklı seramik materyallerin yüzey morfolojisi üzerinde etkileri yapılan birçok çalışmalarda değerlendirilmiştir (Al-Shammery ve ark., 2007; Özarıslan ve ark., 2016). Bir çalışmada, farklı yöntemlerle polisaj yapılan rezin restoratif materyallerinin yüzey parlaklığı incelenmiş ve gruplar arasında fark olduğu bildirilmiştir (Egilmey ve ark., 2012). Farklı polisaj yöntemlerinin farklı seramik materyallerinin yüzey morfolojisi üzerinde etkilerinin incelendiği bir çalışmada ise, yüzey morfolojileri üzerinde farklılıklar tespit edilmiştir (Sarac ve ark., 2006). Farklı seramik restorasyonlarda pürüzsüz bir yüzey elde edilebilmesi için, farklı parlatma yöntemlerinin kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Al-Shammery ve ark., 2007).

Genel olarak parlaklık değerleri farklı yöntemlerle incelenmekte ve değerlendirilmektedir. ISO 2813, ASTHD 523, 2457, DIN 67530 göre, yarı parlak yüzeyler 60 derecelik açı ile ölçülmelidir. Biz de çalışmamızda bu verilere dayanarak 60 derecelik açı ile ölçümlerimizi yaptık.

Çalışmamızın sonucu parlaklık değerleri ve değişikliği açısından incelendiğinde, Polisaj grubunda (grup a) ortalama parlaklık değeri 42,16 GU iken, vernik- glaze grubunda (grup b) ortalama olarak 56,08 GU olarak elde edilmiştir. Vernik- glaze grubunda ortalama değeri polisaj grubuna göre daha yüksek elde edilmiştir.

Örnekler gruplardan bağımsız olarak değerlendirildiğinde ise, B. Crios örneğinde ortalama değeri 50,58 GU, Cerasmart örneğinde 54,75 GU, Vita Enamic 44,86 GU ve Vita Mark II örneğinde de 57,47 GU olarak elde edilmiştir. En düşük parlaklık değeri 44,86 GU ile Vita Enamic örneğinde elde edilirken en yüksek ortalama değeri 57,47 GU ile Vita Mark II örneğinde elde edilmiştir.

Kesitler elde edildikten sonra ölçülen ortalama parlaklık değerleri (Par. 0) istatistiksel olarak farklılık göstermemektedir. Polisaj grubunda B. Crios örneğinde ortalama değeri 4,75 GU iken Cerasmart örneğinde 4,88 GU, Vita Enamic'te 4,50 GU ve Vita Mark II'de de 5 GU'tir. Vernik glaze grubunda B.Crios örneğinde ortalama değeri 4,38 GU iken Cerasmart örneğinde 4,38 GU, Vita Enamic'te 4,75 GU ve Vita Mark II'de de 5 GU'tir.

İlk yüzey işlemleri yapıldıktan sonra (Par. 1) elde edilen en yüksek ortalama parlaklık değeri, vernik- glaze grubu Cerasmart örneklerinde 83,25 GU, en düşük ortalama parlaklık değeri ise Polisaj grubu, Vita Mark II örneklerinde 44,88 GU elde edilmiştir.

Blok tipleri ayrı ayrı değerlendirildiğinde, tüm örneklerin kontrol grubu, yani kesitler alınıp zımpara ile düzeltildikten sonra ölçülen parlaklık değerleri (Par. 0) ile, diğer sonraki 3 aşamada- ilk yüzey işlemlerinden (Par. 1), gastrik asit solüsyonunda bekletildikten (Par. 2) ve sonuncu yüzey işlemleri yapıldıktan sonra (Par. 3) ölçülen parlaklık değerleri arasında istatikselsel olarak anlamlı düzeyde fark bulunmuştur. Yapılan yüzey işlemlerinin (mekanik polisaj ve mekanik polisaj artı vernik- glaze uygulaması işlemleri) örneklerin parlaklık değerini artırdığı görülmüştür.

Yapılan çalışmalarda, hibrit seramik bloklar ve tamamı seramik blokların parlaklık değerleri benzer sonuçlar vermektedir (Mormann ve ark., 2013). Buna rağmen, kompozit restoratif materyallerin parlaklık değeri devamlılığı ve estetik devamlılığı seramiklere düşük seviyededir (Heintze ve ark., 2012; Khairallah ve Hokayem, 2009).

Çalışmamızda sadece mekanik polisaj yapılan blok tiplerinden VE örneğinin ortalama parlaklık değeri, Cerasmart ve B.Crios örneklerinin ortalama parlaklık değerlerine göre daha düşük bulunmuştur. Buna, VE bloklarının içeriğindeki seramik oranının diğer hibrit bloklar olan Cerasmart ve B. Crios' tan yüksek olmasının yol açabileceği düşünülmektedir. Sadece mekanik polisaj yapılmış Vita Mark II ve VE örneklerinin ortalama parlaklık değerlerinin daha düşük olması da bununla ilişkilendirilebilir.

Mekanik polisaj ve ardından ışıkla polimerize olan kimyasal vernik- glaze uyguladığımız b grubu hibrit bloklardan elde ettiğimiz örneklerde ise en yüksek ortalama parlaklık değeri Cerasmart örneklerinde bulunmuştur. Fırınlama ile glaze işlemi uygulanan tamamı seramik Vita Mark II örneklerinde de Cerasmart örneklerinde elde edilen değere yakın değer bulunmuştur. Mekanik polisajdan sonra ışıkla polimerize olan kimyasal vernik uyguladığımız VE örneklerinde ise en düşük ortalama parlaklık değeri bulunmuştur. VE örneğinde seramik içeriğinin yüksek olmasının, sadece mekanik polisaj ve vernik uygulamasıyla diğer örneklerin ortalama parlaklık değeri kadar yüksek değer elde edilememesine sebep olduğu düşünülmektedir.

Yaptığımız çalışmamızda örneklerin yüzeylerine uygulanan vernik ve fırınlama ile glaze işlemlerinin örneklerin parlaklık değerlerini yükselttiği, sadece mekanik polisaj yapılmış örneklere göre daha parlak yüzeyler elde edildiği görülmüştür (Tablo 9).

Gastrik asit gibi asidik pH değerli çözeltilerin, polimer esaslı malzemelerin rezin matrisi içinde metakrilat ester bağlarının hidrolize olmasına yol açtığı, polimer ağının hızlı bozulmasına ve fiziksel özelliklerde azalmaya neden olduğu iyi bilinmektedir (Turssi ve ark., 2003; Rahim ve ark., 2012).

Oral kavite içinde bulunan pH'nın, restoratif materyallerin bozulmaları üzerine direk etkisinin olduğu gösterilmiştir. Bozulma, polimer matrisinin hidrofiliğine ve matris zincirleri üzerindeki hidrolize edilebilir grupların mevcudiyetine ve konumuna da bağlıdır (Ferracane, 2006).

Asidik bir çözeltinin hidroliz oranını artırabileceği fikrini destekleyen Rahim ve ark.'nın, (2012) çalışmasında, restoratif dental rezin kompozitlerinin asidik içeceklere maruz kalmasının, difüzyon katsayısını, su emilimini ve çözünürlük parametrelerini arttırabileceği belirtilmiştir. Bu da, bozulma sürecini hızlandırabilir ve böylece rezin kompozitlerin ömrünü kısaltabilir. Bütün bunların, matrisin şişmesi ile ilgili olduğu bilinmektedir. Böylece dolgu maddelerinde gözenekler ve moleküller arası boşluklar meydana gelmekte, kütle kaybı ve yüzey pürüzlülüğü değişikliğine yol açmaktadır. Bu da biyofilm oluşmasına ve periodontal hastalık ve çürüklerin ortaya çıkmasına istenmeyen bir şekilde katkıda bulunabilmektedir.

Parlaklık derecesi ve devamlılığı, materyallerin aşındırıcılara karşı aşınma direnci, materyalin yapısı ve kalitesiyle ilişkilidir (Da Costa ve ark., 2010; Ferracane, 2011; Heintze ve ark., 2006; Lee ve ark., 2010).

Myklebost ve ark., (2003) yaptıkları çalışmalar sonucunda, restorasyonların asit gibi etkenlerden etkilenmesini minimize etmek için, ağız içine uygulanan restoratif materyallerin yüzey polisajları çok iyi yapılmalı ve sık sık kontrol edilmelidir sonucuna varmışlardır.

Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra mikrohibrit rezin bazlı kompozitlerde yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiş ve alüminyum oksit kaplanmış diskler (Sof-Lex System, 3M ESPE), alüminyum oksit emdirilmiş lastikler (Enhance, Dentsply/Caulk), silikon dioksit ve ince elmas partiküller içeren lastiklerle (Astropol, Ivoclar Vivadent) yapılan işlemlerden en iyi sonuçların elde edildiği, silikon karbid emdirilmiş fırça

(Astrobrush, Ivoclar Vivadent) kullanımı sonrası ise en yüksek pürüzlülüğe sahip yüzeylerin görüldüğü bildirmiştir (Gedik ve ark., 2005). Yapılan bu çalışmanın sonuçları incelendiğinde polisaj yapıldıktan sonra ölçülen ortalama pürüzlülük değerinin 0,060 µm ile 0,147 µm arasında olduğu görülmüştür.

Alüminyum oksit kaplanmış diskler (Sof-Lex System, 3M ESPE) ve aşındırıcı içeren lastikler (Jiffy Polisher Cups, Ultradent Products) ile kompozit yüzeylerinde en düşük pürüzlülük değerleri elde edildiği bildirilmiştir (Borges ve ark., 2004). Yapılan başka bir çalışmada ise, pürüzlülük değeri en düşük yüzeyler keçe diskler ve mikro-elmas partikül içeren polisaj patının birlikte kullanılmasıyla elde edilmiştir. Aynı çalışmada pürüzlülük değeri en yüksek yüzeylerin alüminyum oksit kaplanmış disklerin (Sof-Lex System, 3M ESPE) kullanıldığı yüzeylerde olduğu tespit edilmiştir (Scheibe ve ark., 2009).

Bir diğer çalışmada, ince elmas partiküller içeren lastikler (Astropol, Ivoclar Vivadent) ve elmas bitirme frezlerine göre alüminyum oksit kaplanmış diskler (Sof-Lex System, 3M ESPE) ile yapılan polisaj işlemlerinden sonra daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiği bildirilmiştir (İlday ve ark., 2008). Alüminyum oksitten daha sert olan elmas, kompozit yüzeyinde alüminyum oksitten daha derin çizikler oluşturur (Kapdan ve ark., 2010).

Farklı tipte kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün test edildiği bir başka çalışmada alüminyum oksit kaplanmış disklerin (Sof-Lex System, 3M ESPE) daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğu gösterilmiştir (Üçtaşlı ve ark., 2008).

Farklı polisaj malzemeleri (Astropol, Ivoclar Vivadent; Sof-Lex System, 3M ESPE; Enhance/PoGo, Dentsply; EXL-695, 3M ESPE) arasında pürüzlülük bakımından anlamlı bir farklılık bulunmadığı, ancak estetik açıdan önemli olan en parlak yüzeylerin nano doldurucu kompozit rezinlerde EXL-695 disk sistemi ile elde edildiği bildirmiştir (Antonson, 2011)

Yapılan çalışmalar incelendiğinde farklı polisaj yöntemleri ve polisaj malzemeleri kullanılarak yapılan polisaj işlemleri sonucunda farklı yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edildiği görülmüştür. Çalışmamızda, daha önce yapılan çalışmalarda farklı polisaj yöntemleriyle elde edilmiş en iyi pürüzlülük sonuçları da referans alınarak, mekanik polisaj işlemlerinde alüminyum oksit kaplanmış diskler (Sof-Lex System, 3M ESPE), kompozit polisaj kiti- yeşil yumuşak silikon karbid taşlar, beyaz yumuşak

alimünyum oksit taşlar ve alimünyum oksitli silikon uçlar (Shofu), Spiral bitim ve cila diskleri (Sof-Lex, 3M ESPE), elmas içerikli labaratuvar ve ağız içi kullanılabilir patlar (Premier, ABD) tercih edilmiştir. CAD/ CAM bloklardan elde edilen herbir örnek için üretici firmanın önerdiği ve seramik, kompozit, hibrit materayallerin polisaj işlemleri için üretilen materyaller ile polisaj işlemleri yapılmıştır. Yaptığımız polisaj yöntem ve malzemeleri ile klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerleri görülmüştür.

Gastrik asit uygulanmadan önce ve gastrik asit uygulandıktan sonra elde edilen ortalama parlaklık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark yoktur ($p>0,05$).

Gastrik asit uygulandıktan sonra uygun yüzey işlemi (mekanik polisaj ve mekanik polisaja ek olarak yüzey verniği ve fırınlama işlemi ile uygulanan glaze) yapılan örneklerin ortalama parlaklık değerleri (Par. 3), gastrik asit uygulamadan önceki ortalama parlaklık değerlerinden (Par. 1) daha yüksek bulunmuştur. Bunun ise, tekrarlanan polisaj işlemlerinin ortalama parlaklık değerlerini arttırmasından dolayı olduğu düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalarda, bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından klasik polisaj işlemlerinden daha düzgün ve parlak yüzeyler elde etmek, diş- dolgu sınırında ve kompozit yüzeyinde oluşabilecek kenar sızıntısını, renklenme ve plak oluşumunun bir ölçüde önlenmesi, aşınma direncinin artırılması, hidrasyon ve dehidratasyon problemlerinin azaltılması ve restorasyona iyi bir estetik kazandırılabilmesi amacıyla restorasyon yüzeyine vernik materyali (rezin esaslı yüzey koruyucu vernik) uygulanabileceği vurgulanmıştır (Takeuchi ark., 2003; Saraç ve ark., 2006).

Vernik işleminde kullanılan ajanlar kompozit yüzeyinde oluşan serbest radikalleri, oksijenden önce yakalayıp onlarla birleşirler ve oksijene bağlanmalarını engellerler. Vernik işlemleri oksijen inhibisyon tabakasının oluşumu önler. Şöyle ki, vernik için kullanılan ajanlar kompozit restorasyon yüzeyinde oluşan serbest radikalleri oksijenden önce yakalar, onlarla birleşir ve oksijene bağlanmalarını engeller (Takeuchi ve ark., 2003; Saraç ve ark., 2006).

Yapılan bir çalışmada, restore edilen sınıf V restorasyonlarda polisaj işlemi ve ek olarak vernik uygulanmış ve marjinal adaptasyon ve mikrosızıntı üzerine etkinliği değerlendirilmiştir. Vernik uygulamasının marjinal bütünlüğü sağlamada ve sınıf V restorasyonlarda gingival mikrosızıntıyı azaltmada etkili olduğu gösterilmiştir. Diğer,

polisajlanan fakat vernik uygulanmayan grupta ise marjinal boşluk oluşumunun arttığı gözlenmiştir (Magni ve ark., 2008).

Başka bir çalışmada, vernik materyalinin boya emilimini azalttığı ve rengin korunmasında etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Vernik uygulamasının restorasyonun su dengesini koruduğu, küçük yüzey boşluklarını ve defektleri doldurduğu bildirilmiştir (Karaoğlanoğlu ve ark., 2009).

Çalışmamızda da, polisajlı ve polisaja ek olarak vernik ve fırınlama ile uygulanan glaze işlemleri yapılan grupların ortalama pürüzlülük değerleri AFM ile incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ($p < 0,001$). Polisaj grubunun ortalama pürüzlülük değeri 21,7 nm iken, vernik- glaze grubunda bu değer ortalama olarak 9,9 nm olarak elde edilmiştir. Vernik- glaze grubunda ortalama pürüzlülük değeri polisaj grubuna göre daha düşük elde edilmiştir.

İlk yüzey işlemlerinden sonra (Pür. 1), gastrik asit uyguladıktan sonra (Pür. 2) ve son yüzey işlemlerinden sonra (Pür. 3) örneklerin yüzey pürüzlülüğü AFM cihazıyla incelenmiş ve toplam ortalama pürüzlülük değerleri hesaplanmıştır. B. Crios örneğinde ortalama değer 19,90 nm, Cerasmart örneğinde 12,31 nm, Vita Enamic'te 19,11 nm ve Vita Mark II'de 4,80 nm olarak elde edilmiştir. Örnek ana (blok tipi) etkileri anlamlı bir etkiye sahip olduğu tespit edildikten sonra çoklu karşılaştırma (Tukey HSD) sonucunda da tüm örnek ortalama değerlerinin birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir. B. Crios ortalama değeri ile Vita Enamic ortalama değeri arasında fark yoktur ve en düşük ortalama değer Vita Mark II örneğinde elde edilmiştir.

Kompozit materyallerde materyalin inorganik doldurucu hacmi ve partikül büyüklüğünün yüzey pürüzlülüğünü etkilediği bildirilmektedir. Materyallerin partikül büyüklüğü arttıkça yüzey pürüzlülüğü de artmaktadır (Dayangaç, 2000; Saraç ve ark., 2006).

Çalışmamızda tercih ettiğimiz farklı blok tiplerinden elde ettiğimiz örneklerin ortalama pürüzlülük değerleri arasında fark bulunmasının nedeni de materyal içeriklerindeki inorganik doldurucu ağırlığı- hacmi ve partikül büyüklüğü ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Yaptığımız çalışmanın istatistiksel analizleri sonucunda, ana etkilerden zaman parametresinin (Pür. 1- ilk yüzey işlemlerinden sonra, Pür. 2- gastrik asit uyguladıktan sonra ve Pür. 3- son yüzey işlemlerinden sonra) pürüzlülük üzerinde anlamlı bir etkiye

sahip olduğu bulunmuştur ($p<0,001$). İlk yüzey işlemleri yapıldıktan sonra elde edilen ortalama değer 9,39 nm iken, gastrik asit uygulandıktan sonra 19,99 nm ve son yüzey işlemlerinden sonra 16,77 nm olarak elde edilmiştir. Gastrik asit uygulandıktan sonra (Pür. 2) elde edilen ortalama pürüzlülük değeri ve son yüzey işlemleri yapıldıktan sonra elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri (Pür. 3) arasında istatistiksel olarak fark yoktur. İlk yüzey işlemleri yapıldıktan sonra elde edilen ortalama pürüzlülük değeri (Pür. 1) diğerlerinden daha düşüktür.

Örnekler üzerinden zamana göre etkileşimi ayrı ayrı değerlendirdiğimizde, ilk yüzey işlemlerinden sonra (Pür. 1) en düşük ortalama pürüzlülük değeri glaze uygulanmış Vita Mark II örneklerinde (3,20 nm) bulunmuştur. Bu sonuç, tamamı seramik bloklara fırınlama ile uygulanan glaze işleminin altın standart konseptini destekler niteliktedir. İlk yüzey işlemlerinden sonra en yüksek ortalama pürüzlülük değeri ise mekanik polisaj işlemleri yapılmış B. Crios (14,94 nm) ve VE (14,53 nm) örneklerinde bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda, bu örneklerin (polisaj grubu B.Crios ve polisaj grubu VE) ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Kompozit içerikli restorasyonların rezin matrikslerinde ester grupları mevcuttur. Düşük pH değerleri ester gruplarının hidrolizine neden olabilir. Ester bağlarının hidrolizi ile karboksilik asit grupları serbest kalır ve bu gruplar polimer matriksin içindeki pH değerini düşürebilmektedir (Chadwick ve ark., 1990).

Çalışmamızda da, ilk polisaj işlemlerinden sonra elde edilen ortalama pürüzlülük (Ra_1) değerleri ile gastrik asit uygulandıktan sonra elde edilen ortalama pürüzlülük değerlerinin (Ra_2) farkı (ΔRa) incelendiğinde en büyük ΔRa değeri ($Ra_1 - Ra_2$) (37,25 nm- 14,94 nm= 22,31 nm) hacimce rezin içeriği yüksek olan (ağırlıkça 70, 7, hacimce 51,5) B. Crios örneklerinde bulunmuştur.

Uygun bitirme ve polisaj işleminin, bakteri adezyonunu engelleyecek şekilde, bakterilerin ortalama çapından daha küçük yüzey düzensizlikleri oluşturarak yapılması gerektiği bildirilmektedir. Kompozit rezin restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin okluzalde antagonist doğal dişlerin mine temas alanlarındaki aşınmalara ($Ra=0,64 \mu m$) eşit olması gerektiği bildirmiştir. Farklı bitirme ve polisaj yöntemleri uygulanan başka bir çalışmada, pürüzlülük değerleri 0,7- 1,4 μm arasında değişen yüzeylerde plak birikimi açısından belirgin bir fark olmadığını ifade edilmiştir.

Farklı yöntemlerle bitirme ve polisaj işlemleri yapılan bu çalışmada, tüm kompozit materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri 1 μm 'nin altında bulunmuştur.

B. Crios bloğundan elde edilen örnekler için üretici firmanın önerdiği ve ürettiği özel vernik materyali olmadığı için, yapısal ve içerik olarak benzerlik gösterdiği Cerasmart bloğu için üretilen ve önerilen Optiglaze yüzey verniği uygulaması tercih edilmiştir. Bu nedenle yüzey pürüzlülükleri arasındaki farklılık materyallere ait bitirme ve polisaj sistemlerinden de kaynaklanabilir.

Yüzey pürüzlülük değerinin 1 μm 'den daha düşük olması, optik olarak düzgün bir restorasyon yüzeyini gösterdiği bildirilmiştir. Bu ve benzeri çalışmalar rehber alınarak yapılan çalışmamızın pürüzlülük ile ilgili bulguları incelendiğinde, bizim çalışmamızda da 1 μm 'den küçük pürüzlülük değerleri elde edilmiştir (Tablo 18).

AFM, profilometre ve görsel değerlendirmeye kıyasla, daha fazla detay verir.

AFM cihazıyla yapılan çalışmalarda SEM ile yapılan incelemeden farklı olarak yüzey altın ya da gümüş ile kaplanmadan direkt olarak inceleme yapılabildiği için örneklerin daha sonra farklı test yöntemleri ile incelenebilmesi imkanı vardır. AFM ile topografik bir yüzey görüntüsü elde edilebildiği gibi, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak elde etmek de mümkündür. Bu sebeplerden dolayı, çalışmamızda yüzey kalitesini ve pürüzlülüğü incelemek amacıyla AFM cihazı kullanılmıştır. Ancak tarama yapılan saha küçük bir alan olduğundan tekrarlanan ölçümlerde aynı sahayı yeniden bularak ölçüm yapmak zordur. Bu nedenle yüzey topografisinin 3D resimler üzerinden yorumundan ziyade AFM ile elde edilen sayısal değerlerin yorumlanması tercih edilmiştir.

Yaptığımız çalışma ile, farklı yüzey işlemleriyle CAD-CAM hibrit materyallerin yüksek parlaklık özelliği kazanacağı, asidik gastrik solüsyona karşı yüzey parlaklığını daha iyi koruyacağı ve gastrik asit etkisine maruz kalmış ağız içi restorasyona yüzey işlemleriyle yeniden parlaklık özelliklerinin kazandırılacağı yönünde kurulmuş olan hipotezimiz kabul edilmiştir.

Gastrik sıvının 3 farklı CAD/ CAM hibrit seramik ve 1 tamamı seramik CAD/ CAM blokun yüzey parlaklığı ve pürüzlülüğüne etkisini in vitro olarak test ettiğimiz tez çalışmamızda, incelenen CAD/ CAM blokların sayısının sınırlı olması ve bu yeni nesil blokların polisaj yöntemleri ile ilgili detaylı bilginin olmaması ve ağız ortamının

simülasyonunun in vitro olarak tam taklit edilememesi çalışmamızın sınırlarını oluşturmaktadır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın limitasyonları ile beraber elde edilen veriler ışığında;

1. Simüle gastrik sıvı, çalışmada kullanılan CAD/ CAM bloklarının ortalama parlaklık değerlerinde azalmaya neden olsa da, ilk yüzey işlemlerinden sonra ve gastrik asit uygulandıktan sonraki parlaklık değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir.

2. Parlaklık değerleri vernik- glaze uygulanan örneklerde mekanik polisaj yapılan örneklere göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Vernik- glaze uygulanmış Cerasmart örneklerinde ve glaze uygulanmış Vita Mark II örneklerinde en yüksek ortalama parlaklık değerleri elde edilmiştir.

3. Yaptığımız yüzey işlemleriyle (mekanik polisaj ve mekanik polisaja ek olarak vernik- glaze işlemleri) tüm örneklerde klinik olarak kabul edilebilir yüzey parlaklığı ve minimal plak birikiminin gerçekleşebileceği, daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilmiştir. Bir diğer ifade ile AFM ve glossmetre yöntemlerinin kullanımı ile pürüzlülük ve parlaklık arasındaki karşıt ilişki bir kere daha gösterilmiştir.

4. Vernik- glaze uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü azalttığı, vernik- glaze uygulanan örneklerde yüzey pürüzlülüğü değerlerinin mekanik polisaj yapılan örneklere göre daha düşük olduğu görülmüştür ve GÖR hastalarında ağızda yapılacak olan mekanik polisaja alternatif kimyasal vernik- glaze uygulamasının klinik anlamda klinisyene zaman kazandıran, özellikle ileri yaş grubundaki hasta grubunda tekrarlanabilen, hastayı mekanik polisaj veya tamir için sabit protez sökümünden kurtaran yenilikçi ve daha iyi sonuçlar elde edilen bir yöntem olduğu söylenebilir.

5. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda ileri GÖR hastalarında CAD/ CAM blokların simüle gastrik asitten etkilenme düzeyleri değerlendirildiğinde hibrit blokların veya tamamı seramik blokların her ikisinin de kullanılabileceği fakat ağızda vernik- glaze uygulanabilmesi noktasında hibrit blokların daha avantajlı olduğu sonucuna varılmıştır.

6. GÖR hastalığının CAD/ CAM blokların fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri üzerindeki etkisi konusunda daha kesin sonuçlara ulaşabilmek için daha fazla sayıda materyalin in vivo şartlarda test edildiği ileri araştırmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater* 2007;23:952-9.
- Abrahamsen TC. The worn dentition-- pathognomonic patterns of abrasion and erosion. *Int Dent J* 2005;55:268-76.
- Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/ CAM and nanocomposite resin materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2016;115(1):71-75.
- Akın E. Diş hekimliğinde seramik. Üçüncü baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. 1999;35-68.
- Akın E. Dişhekimliğinde Porselen. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi 1983;18-20.
- Al-Dlaigan YH, Shaw L, Smith A. Dental erosion in a group of British 14-year-old, school children. Part 1: Prevalence and influence of differing socioeconomic backgrounds. *Br Dent J* 2001;190:145-149.
- al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. *Int J Prosthodont* 1997;10(3):269-82.
- Amaya-Pajares SP, Ritter AV, Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of finishing and polishing on the surface roughness of four ceramic materials after occlusal adjustment. *J Esthet Restor Dent* 2016;28:382-96.
- Anderrson M, Oden A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odont Scand* 1993;51,59-64.
- Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic Crown. *Quintessence Int* 1998;29:285-96.
- Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent* 2011;39(1):9-17.
- Anusavice KJ, Shen C, Pawls HR. Phillips' Science of Dental Materials, ed 12. St Louis: Saunders. 2012;418-462.
- Anusavice KJ. Phillips' Science of dental materials. 11th Edi. St. Louis, Missouri, Elsevier Science. 2003;385-98
- Anusavice KJ. Recent Developments In Restorative Dental Ceramics. *Jada*. 1993;124:72-84.

- Asmussen E: Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res* 1984;92:257-261.
- Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic cad/cam restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015;114(4):587–593.
- Ayık ÖS, Erdiñç M. Gastroözofageal reflü hastalığı ve kronik öksürük. *Toraks Derg* 2003;4:191-197.
- Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent* 2010;103:221-7.
- Baron RP, Carmichael RP, Marcon MA. Dental erosion in gastroesophageal reflux disease. *J Can Dent Assoc* 2003;69:84-89.
- Bartlett DW, Coward PY. Comparison of the erosive potential of gastric juice and a carbonated drink in vitro. *J Oral Rehabil* 2001;28:1045-1047.
- Bashetty K, Joshi S. The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent* 2010;13:34-8.
- Başeren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl* 2004;19:121-34.
- Berger SB, Paliolol AR, Cavalli V, Giannini M. Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. *J Esthet Restor Dent* 2011;23:34-43.
- Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pégurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *J Biomed Mater Res* 2000;53:658-63.
- Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001;4:243-62.
- Bessing C, Wiktorsson A. Comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scand J Dent Res* 1983,91:482-7.
- Bindl A., Luthy H., Mo'rmann W.H. Fracture load of CAD/ CAM-generated slot inlay FPDs. *International Journal of Prosthodontics* 2003;16,653–660.
- Binnig, G., Quate, C.F., Gerber, Ch. Atomic Force Microscope, *Phys. Rev. Lett* 1986;56,930.
- Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M: Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 1997;13:258-269.

- Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR. Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:42-7.
- Callister WD. *Materials Science and Engineering*. John Willey & Sons 1997;4:372-433.
- Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G. Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. *J Adv Prosthodont* 2012;4:93-6.
- Cengiz S, Cengiz Mİ, Saraç YŞ. Gastroözefajial reflü hastalığında dental yaklaşımlar. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008;25:51-56.
- Cengiz S, Sarac S, Ozcan M: Effects of simulated gastric juice on color stability, surface roughness and microhardness of laboratory-processed composites. *Dent Mater J* 2014;33:343-348.
- Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*. 1st ed. Quintessence Publishing Co Inc 1994;78-94.
- Chu FC, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont* 2000;13(1):66-71.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29:419-426.
- Correr GM, Bruschi Alonso RC, Baratto-Filho F, et al: In vitro long-term degradation of aesthetic restorative materials in food-simulating media. *Acta Odontol Scand* 2012;70:101-108.
- Coşkun A. Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılıklarının incelenmesi. Sivas, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2002;56-63.
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental materials: properties and manipulation*. St Louis Mosby 2004;8:578-80.
- Crispin BJ. *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. Esthetic ceramic restorative materials and techniques. Tokyo, Quintessence Pub Co, Inc, 1994;(6):98-112.
- Çekiç Nagaş I, Egilmez F, Ergün G, Valittu PK, Lassila LV. Farklı yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltre seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi. *Acta Odontol Turc* 2017;34(3):98-103.
- Çetindağ MT, Meşe A. Diş hekimliğinde kullanılan cad/cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2016;26(3):524-533.

- Da Costa J, Adams-Belusko A, Riley K, Ferracane JL. The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry* 2010;38(2):123–128.
- da Costa JB, Goncalves F, Ferracane JL. Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Oper Dent* 2011;36:205-12.
- Dabsban A, Patel H, Delaney J, Wverth A, Thomas R, Tolia V. Gastroesophageal Reflux Disease and Dental Erosion in Children. *J Pediatr* 2002;23:474–8.
- Dayangaç B. Arka bölgede direkt estetik restorasyonlar. *TDBD* 2004;83:24-9.
- Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. 1. Baskı. Ankara: Güneş Kitabevi. 2000;22-29.
- de A Silva MF, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholo J, da Silva Júnior JG, et al. Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent Mater* 2006;22(10):919-24.
- de Gee AJ, Wendt SL, Werner A, et al: Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomaterials* 1996;17:1327-1332.
- Demirel F, Yüksel G, Muhtarogullari M, Cekiç C. Effect of topical fluorides and citric acid on Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25(3):277-81.
- Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013;7:118-22.
- Dugmore CR, Rock WP. The prevalence of tooth erosion in 12- year- old children. *Br Dent J* 2004;13:196(5):279-82.
- Eismann RM. *Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures*. Toronto: Mosby Company. 1980;36-56.
- Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/ CAM restorative materials to selfadhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent* 2014;16(6):531–540.
- El-Serag HB, Sweet S, Winchester CC, Dent J. Update on the epidemiology of gastroesophageal reflux disease: a systematic review. *Gut* 2014;63:871-80.
- Enck P, Dubis D, Marquis P. Quality of life in patients with upper gastrointestinal symptoms: results from the Domestic/International Gastroenterology Surveillance Study (DIGEST). *Scand J Gastroenterol Suppl* 1999;231:48-54.
- ESPE M. Website communication to dental professionals. http://solutions.3m.com/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1357744363000&locale=en_WW&assetType=MMM_Image&assetId=1319230699460&blobAttribute=ImageFile. Accessed March 17, 2018.

- Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/ CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent* 2016;28:56–66.
- Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater* 2011;27(1):29–38.
- Ferracane JL: Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22:211-222.
- Fischer J. Esthetics and Prosthetics, An Interdisciplinary Consideration of the State of the Art. Quintessence Publishing Co Inc 1999;1:207.
- Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater* 1998;14(3):186-93.
- Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005;36:105-113.
- Francisconi LF, Honorio HM, Rios D, et al: Effect of erosive pH cycling on different restorative materials and on enamel restored with these materials. *Oper Dent* 2008;33:203-208.
- Fucio SB, Carvalho FG, Sobrinho LC, et al: The influence of 30-day-old *Streptococcus mutans* biofilm on the surface of esthetic restorative materials: an in vitro study. *J Dent* 2008;36:833-839.
- Ganss C, Lussi A. Current erosion indices-flawed or valid? *Clin Oral Invest* 2008;12:1-3.
- Garcia-Godoy F, Malone WF. Microleakage of posterior composite restorations after rebonding. *Compendium* 1987;8:606-9.
- Geçkinli EA. İleri Teknoloji Malzemeleri. İstanbul. İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası.1991;1-10.
- Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş OO, Ozdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc* 2005;136:1106-12.
- Gilmour AG, Beckett HA. The voluntary reflux phenomenon. *Br Dent J* 1993;175:368-372.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/ CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137:14–21.
- Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss* 2007;3:34-8.
- Gopferich A: Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials* 1996;17:103-114.

- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28(3):227–235.
- Griggs JA. Recent advances in materials for allceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51(3):713-27.
- Grippe JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited, a new perspective on tooth surface lesion. *J Am Dent Assoc* 2004;135:1109-1118.
- Gudmundsson K, Kristleifsson G, Theodors A, Holbrook WP. Tooth erosion, gastroesophageal reflux and salivary buffer capacity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1995;79:185-189.
- Güngör S. Gastroözefagal reflü (GÖR) hastalarında gözlenen dental erozyonun diş hekimliğindeki önemi ve ağız içindeki erozyon risk faktörlerinin sağlıklı bireyler ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, Ankara 2001;36-38.
- Havemann BD, Henderson CA, El-Serag HB. The association between gastroesophageal reflux disease and asthma: a systematic review. *Gut* 2007;56(12):1654-64
- Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, et al. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater* 2010;26:306–19.
- Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials* 2006;22,146–165.
- Helvey GA. Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2014;35:38–43.
- Hembacher, S. ve diğ., Revealing the hidden atom in graphite by low-temperature atomic force microscopy. *Proc Natl Acad Sci* 2003;USA100,12539.
- Heyman HO, Swift EJ, Ritter AV, Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 6th ed. Elsevier Mosby 2014;78-112.
- Hickel R., Dasch W., Mehl A., Kremers L., CAD/ CAM – fillings of future? *International Dental Journal* 2011;47(5).
- Hollenz M, Stolte M, Labenz J. Prevalence of gastro-oesophageal reflux disease in general practice. *Dtsch Med Wochenschr* 2002;127:1007-10012.
- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-65.
- <http://www.gloss-meters.com/GlossIntro2.html>, 2018.

- https://simple.wikipedia.org/wiki/Atomic_force_microscope, 2018.
- Hudson JD, Goldstein GR, Georgescu M. Enamel wear caused by three different restorative materials. *J Prosthet Dent* 1995;74:647-54.
- Imfeld T. Dental erosion. Definitions, classification and links. *Eur J Oral Sci* 1996; 104:151-155.
- Irwin RS, Curley FJ, French CL. Difficult to control asthma. Contributing factors and outcome of a systematic management protocol. *Chest* 1993;June;103(6):1662-9.
- Irwin RS, Richter JE. Gastroesophageal reflux and cough. *Am J Gastroenterol* 2000;95(8):9-14.
- İlday NÖ, Erdem V, Bayındır YZ. Farklı bitirme ve parlatma işlemlerinin üç farklı rezin materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008;18:19-24.
- Jaspersen D, Kulig M, Labenz J, Leodolter A, Lind T, Meyer-Sabellek W, Vieth M, Willich SN, Lindner D, Stolte M, Malfertheiner P. Prevalence of extra-oesophageal manifestations in gastro-oesophageal reflux disease: an analysis based on the ProGERD Study. *Aliment Pharmacol Ther* 2003;15;17(12):1515-20.
- Jaspersen D. Drug-Induced Oesophageal Disorders: Pathogenesis, incidence, prevention and management. *Drug Saf* 2000;22:237-249.
- Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am* 2007;51:379-97.
- Johansson AK, Lingstrom P, Imfeld T, et al: Influence of drinking method on tooth-surface pH in relation to dental erosion. *Eur J Oral Sci* 2004;112:484-489.
- Jones C.S., Billington R.W., Pearson G.J. The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal* 2004;196,42–45.
- Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985;9:621-64.
- Jones L, Lekkas D, Hunt D, et al: Studies on dental erosion: an in vivo-in vitro model of endogenous dental erosion—its application to testing protection by fluoride gel application. *Aust Dent J* 2002;47:304-308.
- Jung M, Hornung K, Klimek J. Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. *Oper Dent* 2005;30:139-46.
- Kakar K. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Imp Res* 2007;18:218–31.

- Kapdan A, Ünal M, Hürmüzlü F. Bitirme ve parlatma sistemlerinin arka diş kompozitlerinin yüzey düzgünlüğüne etkisi. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2010;19:9-14.
- Karaoğlanoğlu S, Akgül N, Ozdabak HN, Akgül HM. Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins. *Dent Mater J* 2009;28:96-101.
- Kavo Everest. CAD/ CAM System and Everest Elements brochure, 2009.
- Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent* 2000;83(6):664-7.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-30.
- Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48(2): 513-30.
- Khairallah C, Hokayem A. Long-term clinical evaluation of 2 dental materials used for the preparation of esthetic inlays. *Odontostomatol Trop* 2009;32:5–13.
- Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 2001;28:361-9.
- Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M. Two- Body Wear Resistance And Degree Of Conversion Of Laboratory-Processed Compos'te Materials. *Int J of Prosth* 1999;(12):432-438.
- Kurbad A., Reichel K. CAD/CAM-manufactured restorations made of lithium disilicate glass ceramics. *International Journal of Computerized Dentistry* 2005;8:337–348.
- Küçükeşmen HC, Küçükeşmen Ç, Üşümez A. Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *S.D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 2010;1:39-48.
- Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental Biomaterials for chairside CAD/ CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2017;9(6):486-495.
- Larsen IB, Munksgaard EC: Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res* 1991;99:254-261.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/ CAM. *Dent Mater J* 2014;33:705-10.
- Lee JH, Shin SJ, Seo DG., Park JW, Lee JY. Gloss retention of nanocomposite resins after toothbrushing. *Dental Materials* 2010;26(2):132.

- Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc* 2000;131:47-51.
- Linnett V, Seow WK. Dental erosion in children: a literature review. *Pediatr Dent* 2001; 23: 37-43.
- Liu PR. A panorama of dental CAD/ CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-12.
- Magni E, Zhang L, Hickel R, Bossu M, Polimeni A, Ferrari M. SEM and microleakage evaluation of the marginal integrity of two types of class V restorations with or without the use of a light-curable coating material and of polishing. *J Dent* 2008;36:885-91.
- Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, and Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks. *State of the Art of Indirect Composites Journal of Dental Research* 2016;95(5) 487–495.
- Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont* 2003;16(1):74-7.
- McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*. Blackwell Science. 8th ed. Oxford 1998;96-118.
- McCabe JF. *Anderson's Applied Dental Materials*. 6. Baskı. Londra, Blackwell Scientific Publications 1985;75-96.
- McLean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prothet Dent* 2001;85:61-6.
- McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics, Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*. Illionis. Quintessence Publishing Co Inc 1979;34-49.
- Memikoğlu MM. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların In Vitro ve In Vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaları Yönünden incelenmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 1997;38-42.
- Meurman, J., Toksala, J., Nuutinen, P., Klemetti, E. Oral and dental manifestations in gastroesophageal reflux disease. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology* 1994;78,583-589.
- Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/ CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:113–125.

- Mouili VP, Ahuja V. Questionnaire based gastroesophageal reflux disease (GERD) assesment scales. *Indian J Gastroenterol* 2011;30(3):108-17.
- Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):405-26.
- Mörmann WH, Bindl A. The new creavity in ceramic restorations: Dental CAD-CAM. *Quintessence Int* 1996;27:821-8.
- Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7-13.
- Myklebost, P., Mosseng, O.E., Gjerdet, NR. Roughness of filling materials subjected to gastric juice. *Journal of Dental Research*, 82, (Spec Iss B) 2003;378.
- Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Illinois: Quintessence Publishing Co Inc 1992:13-17.
- Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012;28:529-534.
- Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res* 2014;93:62-7.
- O'Brien WJ (ed). *Dental Materials and Their Selection*, ed 4. Chicago: Quintessence 2008;38-56.
- O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2nd ed. Canada, Quint Pub Co Inc 2002;46-87.
- Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80:450-6.
- Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001;14:504-9.
- Oh, W., DeLong, R., Anusavice, K.J. Factors affecting and ceramic wear: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;87:451-459.
- Oilo G: Biodegradation of dental composites/glass-ionomer cements. *Adv Dent Res* 1992;6:50-54.
- Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. *E Ü Diş Hek Fak Derg* 2003;24:11-16.
- Oura K, Lifshits VG, Saranin AA, Zotov AV, Katayama MI. *Surface Science: An Introduction*. Berlin, Springer-Verlag 2003;38-44.
- Owens BM, Johnson WW. Effect of new generation surface sealants on the marginal permeability of Class V resin composite restorations. *Oper Dent* 2006;31:481-8.
- Ölmez A, Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler *Acta Odontol Turc* 2013;30(2):115-22.

- Özarslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont* 2016;8:16-20.
- Özden AN, Kansu G. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci* 1998;4(3):158-62.
- Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc* 2004;135:587-94.
- Pereira CA, Eskelson E, Cavalli V, Liporoni PC, Jorge AO, do Rego MA. *Streptococcus mutans* biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Oper Dent* 2011;36:311-7.
- Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14:39-45.
- Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials*. 12th ed. USA, Mosby Co Inc 2006;67-86.
- Preis V., Behr M., Handel G., Schneider-Feyrer S., Hahnel S., Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2012;10,13–22.
- Probster L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil* 1996;23:147-51.
- Qilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008;24(4):471-5.
- Rahim TN, Mohamad D, Md Akil H, et al: Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dent Mater* 2012;28:63-70.
- Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-44.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.
- Rammelsberg P, Eickemeyer G, Ercelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:303-8.
- Ranjitkar S, Kaidonis JA, Smales RJ Hindawi Publishing Corporation International Journal of Dentistry 2012;479850:10.

- Renda JJ, Harding AB, Bailey CW, Guillory VL, Vandewalle KS. Microtensile bond strength of lithium disilicate to zirconia with the CAD-on technique. *J Prosthodont* 2015;24(3):188-93.
- Richter JE. Review article: extraoesophageal manifestations of gastro-oesophageal reflux disease. *Aliment Pharmacol Ther* 2005;22(1):70-80.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128: 297-307.
- Rosenstiel SF, Jonston WM. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *J Prothet Dent* 1988;60:297-303.
- Sadoun M, inventor. 2011. Composite ceramic block. US patent 8,507,578 B2
- Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2006;96:433-442.
- Sakaguchi RL and Powers JM, *Craig's Restorative Dental Materials* 13th ed. Elsevier Mosby 2012;35-96.
- Sanches RP, Otani C, Damiao AJ, Miyakawa W. Afm characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron* 2009;40:502-6.
- Sarac D, Sarac YS, Yüzbaşıoğlu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):122-8.
- Sarrett DC, Coletti DP, Peluso AR: The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dent Mater* 2000;16:62-67.
- Sasahara RM, Ribeiro Fda C, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent* 2006;31(5):577-83.
- Scheibe KG, Almeida KG, Medeiros IS, Costa JF, Alves CM. Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci* 2009;17:21-6.
- Scheutzel, P. Etiology of dental erosion-intrinsic factors. *European Journal of Oral Sciences* 1996;104,178-190.
- Schitter G., Rost M.J. Scanning tunneling microscope calibration and reconstruction of real image: Drift and slope elimination 2008;28-26.
- Schmidlin PR, Göhring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent* 2004;29:80-6.
- Seow WK, Thong KM: Erosive effects of common beverages on extracted premolar teeth. *Aust Dent J* 2005;50:173-178.

- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 9th ed. Chicago, Quintessence Publishing Co 1997;68-78.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3th ed. Chicago, Quintessence Publishing Co, 2010;72-98.
- Sirona. InCoris TZI, Translucent Zirconia Ceramic Blocks for inLab. Processing Instructions: Restoration Production for Crowns and Bridges. Bensheim, Sirona Dental Systems 2011;Order no. 6359801, D3487
- Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014;26;382–93.
- Spitznagel FA, Vuck A, Gierthumuehlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive bonding to hybrid materials: An overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent* 2016;37:630-7.
- Stanghellini V. Three-month prevalence rates of gastrointestinal symptoms and the influence of demographic factors. *Scand J Gastroenterol* 1999; (231): 29-37.
- Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/ CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:1–11.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations—Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-96.
- Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent* 2004;7(1):67-76.
- Şener S, Ünlü N, Akgünlü F. Dişlerdeki aşınmalar; terminoloji ve ayırıcı tanı. *SÜ Dişhek Fak Derg* 2008;17:230-233.
- Takeuchi CY, Orbegoso Flores VH, Palma Dibb RG, Panzeri H, Lara EH, Dinelli W. Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. *Oper Dent* 2003;28:281-6.
- Teixeria ECN, Thompson JI, Piascik JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent* 2005;17:172–82.
- Tholt B, Miranda-junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent* 2006;31:442–9.
- Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231-38.
- Tosun T. Zirkonyum Nedir? Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları. 2007;http://www.tavsiyeediyorum.com/makale_224.htm.

- Touati B, Aidan N, Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent* 1997;9.
- Traklyali G, Ozdemir FI, Arun T. Enamel colour changes at debonding and after finishing procedures using five different adhesives. *Eur J Orthod* 2009;31:397-401.
- Tuğut F, Doğan DÖ, Polat NT, Yılmaz K, Özdemir AK. Gastroözofagal Reflü Hastalığı Olan Bireylerdeki Diş Erozyon Sıklığının Araştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2009;12:1.
- Turssi CP, Hara AT, de Magalhaes CS, et al: Influence of storage regime prior to abrasion on surface topography of restorative materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;65:227-232.
- Turssi CP, Hara AT, Serra MC, et al: Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *J Oral Rehabil* 2002;29:864-871.
- Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent* 2004;29:203-11.
- Üçtaşlı MB, Eligüzeloğlu E, Arısu HD, Özcan S, Ömürlü H, Çınar S. İki farklı bitirme ve parlatma sisteminin farklı viskozitedeki akışkan ve mikrodolduruculu kompozit restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci* 2008;14:75-9.
- Vakil N, van Zanten SV, Kahrilas P, Dent J, Jones R. The Global Consensus Group. The Montreal definition and classification of gastroesophageal reflux disease: a global evidence-based consensus. *Am J Gastroenterol* 2006;101:1900-20.
- Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent* 2006;31:11-7.
- Vollbrecht J. Sirona CEREC blocs and inCoris. *International Journal of Computerized Dentistry* 2007;10,127–134.
- Wall GJ, Cipra LD. Alternative crown systems. *Dent Clin North Am* 1992;36:765-81.
- Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci* 2005;47:21-5.
- Wiedhahn K. From blue to white: new high-strength material for CEREC—IPS e.max CAD LT. *International Journal of Computerized Dentistry* 2007;1:9–91.
- Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004;91:136-43.

- Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, et al: Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *J Dent* 2006;34:214-220
- Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2004;92:486-90.
- Yap AU, Low JS, Ong LF: Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent* 2000;25:170-176.
- Yap AU, Ng JJ, Yap SH, Teo CK. Surface finish of resin-modified and highly viscous glass ionomer cements produced by new one-step systems. *Oper Dent* 2004;29:87-91.
- Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Oper Dent* 2004;29:275-9.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Kurt E, Baybek B. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2005;22(1):41-60.
- Yürekli ÖT, Ersoy O, Türkiye Klinikleri J Gastroenterohepatol-Special Topics 2012;5(2):1-9.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, A.Ü. Basımevi 1993;411-65.
- Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler 1. baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004;54-65.
- Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR, Edge chipping and flexural resistance of a nanohybrid composite. *Oper Dent* 2011; monolithic ceramics, *Dent Mater* 2013;29:1201-8.
- Zimmerli B, Lussi A, Flury S. Operator variability using different polishing methods and surface geometry 36:52-9.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Elchin ABBASOV

Doğum Yeri: Berde, Azerbaycan

Doğum Tarihi: 24.01.1987

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce, Rusça, Türkçe

Eğitim Durumu:

Berde, 4 no. lu ilk ve orta okul 1993-1999

Mingeçevir Lisesi, 1999-2004

Azerbaycan Tıp Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2004-2009

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2014-2018

Çalıştığı Kurumlar:

İmplant Dent Kliniği 2011- .2014

İletişim Bilgileri:

Adres: Yeni Mah., Vatan cad., Fetih sitesi G blok 21/19, Atakum, Samsun, Türkiye

Telefon: 0506-1118783

E-posta: dr_abbasov@yahoo.com