

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

DOKTORA TEZİ

**REÇİNE NANO SERAMİK MATERYALLERİN YÜZEY
ÖZELLİKLERİNİN DİĞER RESTORATİF
MATERYALLER İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

NAZMİYE ŞEN

**DANIŞMAN
PROF. DR. BETÜL TUNCELLİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

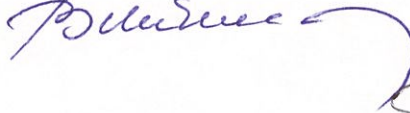
İSTANBUL-2016

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Nazmiye ŞEN tarafından Prof. Dr. Betül TUNCELLİ' nin danışmanlığında hazırlanan "Reçine Nano Seramik Materyallerin Yüzey Özelliklerinin Diğer Restoratif Materyaller ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi " başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 13/ 06/ 2016 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

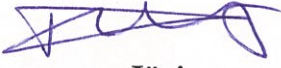
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Betül TUNCELLİ
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof. Dr. Deniz ŞEN
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof. Dr. Gültekin GÖLLER
İ.T.Ü, Kimya-Metalurji Fakültesi
Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü



Jüri

Prof. Dr. Gökhan AKGÜNGÖR
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof. Dr. Pınar KURSOĞLU
Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Nazmiye Şen



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren benden değerli zamanını, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, eğitimime büyük katkı sağlayan, öğrencisi olmaktan büyük onur duyduğum, tez çalışmalarım sırasında da yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen ve üzerimdeki emeklerini hiç unutmayacağım çok değerli hocam **Sayın Prof. Dr. Betül Tuncelli'** ye minnetlerimle teşekkürü bir borç bilirim.

Doktora ve tez çalışmalarım sırasında değerli fikirlerine ve tecrübelerine başvurduğum **Sayın Prof. Dr. Deniz Şen'e**,

İ.T.Ü Kimya ve Metalurji Fakültesi Malzeme Mühendisliği Bölümü'nün olanaklarından faydalanmamı sağlayan, değerli imkanlarını ve bilgisini benden esirgemeyen **Sayın Prof. Dr. Gültekin Göller'e** ve **Araş. Gör. Mustafa Güven Göz'e**. Yüzey Teknolojisi Laboratuvarı imkanlarını kullanmamı sağlayan Sayın **Prof. Dr. Kürşat Kazmanlı** ve **Araş. Gör. Erkan Kaçar'a** teşekkür ederim.

2211-C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt İçi Doktora Burs Programı kapsamında sağladığı 1649B031402439 başvuru numaralı destekten ötürü **TUBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı** birimine teşekkür ederim.

Bu çalışmada kullandığım malzemelerin teminini sağlayan **VITA Zahnfabrik GmbH Germany** firmasına da teşekkürlerimi bildirmek isterim.

Sağladıkları çalışma ortamı için Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda çalışan tüm arkadaşlarıma ve personelimize teşekkür ederim.

Hayatım boyunca koşulsuz şartsız destekleri, sevgileri ve şefkatleri ile beni ben yapan, her zaman varlıklarıyla bana güç veren sevgili **anne ve babama** ailem oldukları için çok teşekkür ederim.

Hayat arkadaşım, eğitimim boyunca sevgisiyle, sabrıyla ve desteğiyle hayatımı kolaylaştıran, hayatıma anlam katan sevgili eşim **Hayrullah Şen'e** ve hayattaki en güzel hediyem biricik oğlum **Yavuz Şen'e** sonsuz teşekkürler.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 43707

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	i
BEYAN	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xiv
ÖZET	xv
ABSTRACT	xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Hekimliği Seramiklerinin Tarihçesi	3
2.2. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı ve Özellikleri	4
2.3. Diş Hekimliği Seramiklerinin Dayanıklılıklarını Arttırma Yöntemleri	6
2.3.1. Seramiğin Metal Altyapı Üzerine Uygulanması	6
2.3.2. Yüzeyde Baskı Gerilimlerinin Oluşturulması	7
2.3.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi	7
2.3.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu	8
2.3.5. Cam infiltrasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi	8
2.4. Nanoteknoloji ve Diş Hekimliğindeki Uygulamaları	8
2.5. CAD/CAM Teknolojisi	9

2.5.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi	9
2.5.2. CAD/CAM Uygulamaları.....	10
2.5.2.1. Optik Ölçünün Elde Edilmesi.....	10
2.5.2.2. Restorasyonun Tasarımı.....	10
2.5.2.3. Restorasyonun Üretimi.....	11
2.5.2.3.1. Ofis Sistemi.....	11
2.5.2.3.2. Laboratuvar Sistemi.....	11
2.5.3. CAD/CAM Uygulamalarında Kullanılan Yöntemler.....	11
2.5.3.1. Eksiltme Yöntemi.....	12
2.5.3.2. Ekleme Yöntemi.....	12
2.6. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller.....	12
2.6.1. Feldspatik Seramikler.....	12
2.6.2. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler.....	13
2.6.3. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler.....	14
2.6.4. Polikristalin Seramikler.....	15
2.6.4.1. Alumina Esaslı Seramikler.....	15
2.6.4.2. Zirkonya Esaslı Seramikler.....	16
2.6.5. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler.....	19
2.6.6. Kompozit Reçine Materyaller.....	20
2.6.6.1. Paradigm MZ 100.....	20
2.6.6.2. Lava Ultimate.....	20
2.6.7. Hibrid Seramikler.....	21
2.6.7.1. Enamic Hibrid Seramik (Vita).....	21
2.7. Dental Materyallerin Yüzey Özellikleri.....	22
2.7.1. Yüzey Mikrosertliği.....	22

2.7.2. Yüzey Pürüzlülüğü.....	24
2.8. Yiyecek Ortamlarını Taklit Eden Sıvılar.....	28
2.9. Materyallerde Diş Fırçalamaya Bağlı Meydana Gelen Yüzey Değişimleri.....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	34
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması.....	34
3.1.1 Doğal Diş Mine Yüzeylerinin Hazırlığı.....	35
3.1.2. Materyal Örneklerinin Cerec InLab Yöntemiyle Hazırlanması.....	36
3.2. Yüzey Mikrosertliği Ölçümü.....	45
3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü.....	46
3.4. Ağırlık Ölçümü.....	48
3.5. Yiyecek Ortamlarını Taklit eden Sıvıların Hazırlanması.....	49
3.6. Örneklerin Yiyecek Ortamlarını Taklit Eden Sıvılarda Bekletilme İşlemi.....	50
3.7. Deney Örneklerine Diş Fırçalama Simülasyonunun Uygulanması.....	52
3.8. Materyallerin Fırçalama Sonrasında Yüzey Özelliklerinin Değişimi.....	54
3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi.....	55
3.10. İstatistiksel Değerlendirme.....	56
4. BULGULAR.....	57
4.1. Örneklerle İşlem Uygulanmadan Önce Elde Edilen Bulgular.....	57
4.1.1. Yüzey Mikrosertliği Bulguları.....	57
4.1.2.Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	59
4.1.3. Ağırlık Bulguları.....	61
4.2. Yiyecek Ortamlarını Taklit Eden Sıvılarda Bekletme Sonrasında Elde Edilen Bulgular.....	63
4.2.1. Yüzey Mikrosertliği Bulguları.....	63
4.2.1.1 Yüzey Mikrosertliği Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması.....	65

4.2.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	65
4.2.3. Ağırlık Bulguları.....	68
4.3. Diş Fırçalama Sonrasında Elde Edilen Bulgular.....	69
4.3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	69
4.3.1.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması.....	72
4.3.2. Ağırlık Bulguları.....	73
4.3.2.1. Ağırlık Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması.....	80
4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi.....	81
5. TARTIŞMA.....	88
KAYNAKLAR.....	104
ETİK KURUL KARARI.....	122
ÖZGEÇMİŞ.....	125

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Sertlik ölçüm testleri.....	23
Tablo 3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	35
Tablo 3.2a. Kullanılan Materyaller ve Örnek Sayıları.....	37
Tablo 3.2b. Kullanılan Materyallerin Yapısı.....	37
Tablo 3.3. Glazür programı.....	43
Tablo 3.4. Kullanılan solüsyonlar ve taklit ettikleri gıdalar.....	50
Tablo 3.5. Örneklerin bekletme ve eşdeğer restorasyon kullanım süreleri.....	51
Tablo 4.1. Örneklerin yüzey mikrosertlik değerlendirmesi.....	58
Tablo 4.2. Örneklerin yüzey pürüzlülük değerlendirmesi.....	60
Tablo 4.3. Örneklerin ağırlık değerlendirmesi.....	62
Tablo 4.4. Örneklerin yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme sonrasında yüzey mikrosertlik değerlendirmesi.....	66
Tablo 4.5. Örneklerin yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme sonrasında yüzey pürüzlülük (Ra) değerlendirmesi.....	67
Tablo 4.6. Örneklerin yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme sonrasında ağırlık değerlendirmesi.....	68
Tablo 4.7. Fırçalama sonrasında yüzey pürüzlülük (Ra) değerlendirmesi.....	71
Tablo 4.8. Fırçalama sonrasında ağırlık değerlendirmesi.....	75
Tablo 4.9. Distile suda bekletilen deney örneklerinin fırçalama sonrasında ağırlık değişimi (%).....	76
Tablo 4.10. Heptanda bekletilen deney örneklerinin fırçalama sonrasında ağırlık değişimi (%).....	77

Tablo 4.11. % 75 Etanol’ de bekletilen deney örneklerinin fırçalama sonrasında ağırlık değişimi (%).....78

Tablo 4.12. 0,02 M Sitrik Asit’ te bekletilen deney örneklerinin fırçalama sonrasında ağırlık değişimi (%).....79



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Vickers geometrisi (F = uygulanan kuvvet, a = plastik deformasyon bölgesi, b =radial/merkez çentik hattı).....	23
Şekil 2.2. R_a parametresi.....	27
Şekil 2.3. R_z parametresi.....	27
Şekil 2.4. R_{pm} parametresi.....	27
Şekil 2.5. Heptan molekülü.....	28
Şekil 2.6. Etanol molekülü.....	29
Şekil 2.7. Sitrik asit molekülü.....	29
Şekil 3.1. Mine örneklerinin reçine bloklara yerleştirilmesi.....	36
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan materyallere ait bloklar.....	38
Şekil 3.3. Silikon kalıp ve örnek maketi.....	39
Şekil 3.4. Tarama platformuna yerleştirilen maket.....	40
Şekil 3.5. Tasarımı tamamlanan deney örnekleri.....	40
Şekil 3.6. InLab MC XL aşındırma ünitesi.....	41
Şekil 3.7. Zımparalama cihazı.....	42
Şekil 3.8. VITA Enamic glazür likiti ve polimerizasyon fırını.....	43
Şekil 3.9. Glazür uygulaması ve IPS Progromat P90 seramik fırını.....	43
Şekil 3.10. Örnek boyutlarının ölçümü.....	44
Şekil 3.11. Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı.....	45
Şekil 3.12. Profilometre cihazı.....	46
Şekil 3.13. Reçine nano seramiğin deney öncesi yüzey pürüzlülüğünün iki boyutlu görüntüsü.....	46
Şekil 3.14. Fırçalama işlemi uygulanmış reçine nano seramiğin yüzey pürüzlülüğünün iki boyutlu görüntüsü.....	46

Şekil 3.15. Desikatörde bekletilen deney örnekleri.....	48
Şekil 3.16. Hassas terazi.....	48
Şekil 3.17. İnkübatör	49
Şekil 3.18. Yiyecek ortamlarını taklit eden sıvıların yer aldığı deney tüpleri.....	51
Şekil 3.19. Fırçalama İşleminin Gerçekleştirildiği Deney Düzeneği.....	52
Şekil 3.20. Şarja bağlı kalmaksızın çalışan elektronik devre.....	52
Şekil 3.21. Sıvı seviyesi göstergeli fırçalama hazneleri.....	54
Şekil 3.22. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	55
Şekil 4.1. Yüzey mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması.....	57
Şekil 4.2. Yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin karşılaştırılması.....	61
Şekil 4.3. Deney örneklerinin işlem öncesi ölçülen ağırlık değerleri.....	63
Şekil 4.4. Yiyecek ortamlarında bekletme sonrasında yüzey mikrosertliğinin karşılaştırılması.....	64
Şekil 4.5. Yiyecek ortamlarında bekletme sonrasında yüzey pürüzlülüğünün karşılaştırılması.....	66
Şekil 4.6. Yiyecek ortamlarında bekletme sonrasında ağırlık değerlerinin karşılaştırılması.....	69
Şekil 4.7. Fırçalama sonrasında yüzey pürüzlülüğü (Ra) karşılaştırılması.....	72
Şekil 4.8. Fırçalama sonrasında ağırlık değişiminin (m) karşılaştırılması.....	75
Şekil 4.9. Fırçalama sonrasında ağırlık değişiminin (%) karşılaştırılması	80
Şekil 4.10. Reçine nano seramiğin deney öncesi SEM görüntüsü (X1000).....	81
Şekil 4.11. Fırçalama sonrasında reçine nano seramiğin SEM görüntüsü (X1000).....	82
Şekil 4.12. Fırçalama sonrasında reçine nano seramiğin SEM görüntüsü (X100).....	83
Şekil 4.13. Hibrid seramiğin deney öncesi SEM görüntüsü (X1000).....	84
Şekil 4.14. Fırçalama sonrasında hibrid seramiğin SEM görüntüsü (X1000).....	85

Şekil 4.15. Fırçalama sonrasında hibrid seramiğin SEM görüntüsü (X100).....	85
Şekil 4.16. Kompozit reçinenin deney öncesi SEM görüntüsü (X1000).....	86
Şekil 4.17. Fırçalama sonrasında kompozit reçinenin SEM görüntüsü (X1000).....	87
Şekil 4.18. Fırçalama sonrasında kompozit reçinenin SEM görüntüsü (X100).....	88



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CAD/CAM: (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)- Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim

SEM: (Scanning Electron Microscope) Taramalı Elektron Mikroskobu

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

MPa: Megapaskal

nm: Nanometre

Ra: Roughness Average (Ortalama yüzey pürüzlülüğü)

FDA: Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi)

M: Mol

ISO: International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)

N: Newton

Y-TZP: Yttrium ile stabilize zirkonyum oksit polikristali

ÖZET

Şen N, Reçine nano seramik Materyallerin Yüzey Özelliklerinin Diğer Restoratif Materyaller ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi A.B.D., Doktora Tezi, İstanbul 2016

Bu çalışmada yeni geliştirilmiş reçine nano seramik (Lava Ultimate) ve hibrid seramik (VITA Enamic) materyallerinin yüzey mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü ve aşınma gibi yüzey özelliklerinin yaygın olarak kullanılan CAD/CAM blokları (VITA Mark II, Paradigm MZ100) ve mine yüzeyleri ile karşılaştırılarak, klinik kullanım açısından uygunluklarının değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmamızda 5 farklı materyalden silindir şeklinde toplam 120 adet örnek hazırlandı. Bu örnekler, bekletileceği yiyecek ortamı (distile su, heptan, sitrik asit, etanol) değişkenine göre 4 alt gruba ayrıldı (n:6). Örnekler yiyecekleri taklit eden solüsyonlarda 7 gün süreyle bekletildi. Bu işlemten sonra yüzeylerine 5 yıllık klinik kullanımı taklit etmek amacıyla 8 saat süreyle fırçalama deneyi uygulandı. Materyallerin yüzey özelliklerine ilişkin değerler deney öncesinde ve sonrasında kaydedildi. Yüzey pürüzlülüğü için profilometre, mikrosertlik için Vickers mikrosertlik test cihazı ve ağırlık ölçümü için de hassas terazi (0,0001 gr) kullanıldı. Elde edilen değerlerin görsel olarak desteklenmesi için örnekler taramalı elektron mikroskobunda farklı büyütmelemlerle incelendi. Verilerin istatistiksel analizinde, tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA), Bonforenni testi, Student t testi ve Paired Sample t testi kullanıldı.

Sonuç olarak test edilen materyallerin yüzey özellikleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklar saptanmıştır. En yüksek yüzey mikrosertliği değerleri feldspatik seramik grubunda elde edilirken en düşük değerlere kompozit reçine örneklerinde rastlanmıştır. Hibrid seramiğin yüzey mikrosertliği mine yüzeyi örneklerine yakın bulunmuştur. Farklı yiyecek ortamlarında bekletmenin mine yüzeyi ve kompozit reçine örnekleri hariç materyallerin yüzey mikrosertliğini anlamlı biçimde etkilemediği görülmüştür. Diş fırçalama deneyi feldspatik seramik grubu dışındaki bütün materyallerin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı biçimde yükseltmiştir. Fırçalama sonrasında elde edilen ağırlıkça azalma yüzdelik değerleri kompozit reçine örneklerinde en fazla bulunmuştur, onu sırasıyla reçine nano seramik ve hibrid seramik örnekleri takip etmiştir. Bekletildiği yiyecek ortamı değişkenine göre materyallerin ağırlıkça azalma değerlerinin 0,02M

sitrik asitte bekletildikten sonra fırçalanan örneklerde daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Özetle, konvansiyonel reçine kompozitler ile kıyasladığımızda reçine nano seramiğin (Lava Ultimate) yapısında bulunan seramik nano partiküllerin materyalin yüzey özelliklerini büyük ölçüde geliştirmediği sonucuna varılmıştır. Hibrid seramik materyalinin (VITA Enamic) ise reçine kompozit materyallere göre daha yüksek yüzey mikrosertliği ve aşınma direncine sahip olduğu belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Reçine nano seramik, Hibrid seramik, Yüzey pürüzlülüğü, Mikrosertlik, Aşınma

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 43707

ABSTRACT

Şen N, The Evaluation of Surface Properties of Resin Nano-ceramic Materials versus Other Restorative Materials, Istanbul University Institute of Health Science, Department of Prosthodontics, PhD. Thesis, Istanbul 2016

The goal of this study was to determine the surface properties such as surface microhardness, surface roughness and wear of two new commercially available nano-ceramic resin composite (Lava Ultimate) and hybrid ceramic (VITA Enamic) CAD/CAM blocks and compare them to those of widely-used CAD/CAM blocks (VITA Mark II, Paradigm MZ100) and human enamel, in order to evaluate the clinical suitability.

Twenty-four cylinders (10 mm diameter and 3 mm height) of each restorative material were prepared. Then, samples of five different test groups were allocated to 4 subgroups (n:6), according to the food-simulating solution (distilled water, heptane, citric acid, ethanol) they were immersed for 7 days. After this period, the top surface of samples were submitted to toothbrushing for 8 hours (5 years clinical use) by a new device designed for simulating electric toothbrushing. Measurements of the surface properties of each material were carried out before and after the exposure to the food simulating solutions and brushing simulation. Surface roughness and microhardness were measured using a profilometer and Vickers hardness test device. Additionally wear was evaluated by using an analytical balance (0,0001 g). Changes on the morphology of material surfaces were observed through scanning electron microscopy. Statistically significant differences were calculated with one-way ANOVA (analysis of variance), Bonferroni test, Student t test and Paired Sample t test.

Statistically significant differences were found for surface properties of the tested materials. Feldspathic ceramic showed the best surface microhardness while composite resin block has the lowest values. Surface microhardness of hybrid ceramic was similar to enamel. Immersion in the different food simulating solutions did not affect the surface microhardness of the tested materials except enamel and composite resin block. Toothbrushing simulation significantly increased the surface roughness of all materials except feldspathic ceramic. Weight loss percentage values of composite resin block was highest after toothbrushing which followed by resin nano-ceramic and hybrid ceramic.

The weight loss percentage of materials according to the food simulating solution they were immersed was higher for the materials immersed in 0,02M citric acid.

Finally, When compared to conventional resin composites, the presence of ceramic nanoparticles in Lava Ultimate did not greatly improve surface properties of the material. However, the surface microhardness and wear resistance of Enamic was greatly improved to levels not seen before in dental resin composites. Even so, although this finding necessitates future research, the surface properties of the material do not approach the values seen those of dental ceramics. Therefore, based on the results obtained in this study, their consideration and clinical use should be similar to that of conventional dental resin composites.

Key Words: Resin Nano-ceramic, Hybrid ceramic, Surface roughness, Microhardness, Wear

The present work is supported by Reseach Fund of Istanbul University. Project No:43707

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dişler ve restoratif materyaller ağız içerisinde çeşitli mekanik ve kimyasal faktörlere maruz kalmaktadır. Diş ve restorasyon yüzeylerindeki aşınmaların da çoğunlukla bu faktörlerin kombine etkisiyle geliştiği bildirilmektedir (86). Ağız ortamındaki çeşitli mekanik ve kimyasal faktörler karşısında materyallerin göstereceği değişimler, klinik kullanımları açısından önem taşımaktadır.

Diş hekimliğinde, sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanılan estetik restoratif materyallerin aşınma davranışlarının, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğünün restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörlerden olduğu bildirilmiştir (217). Materyallerin sürekli değişen ağız ortamında, zaman içinde aşınacağı ve yüzey özelliklerinin değişeceği bir gerçektir (148, 217). Ağız içinde uzun ömürlü restorasyonlar sağlayabilmek için, materyallerin yüzey özelliklerinin incelenmesi, ayrıca bu özelliklerin farklı yiyecek ortamlarında gösterdikleri değişimin araştırılması gerekmektedir.

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemlerinin son 30 yıldaki evrimi; yeni malzemeler, tedavi yöntemleri ve protez üretim süreçlerinin benzeri görülmemiş bir gelişme göstermesini sağlamıştır. Buna paralel olarak da materyal geliştirme sürecindeki yenilikler devam ettikçe öncekilerden daha üstün özellikli ve daha iyi fonksiyon gören yeni nesil malzemelerin üretimi mümkün olmuştur. Nanoteknoloji; seramik materyallerin dayanım ve aşınma direnci özellikleri ile kompozitlerin elastikiyet ve kırılma dayanımı özelliklerinin birleştirilebilmesine olanak sağlamıştır. Tanım olarak nanoteknoloji 0.1 ile 100 nanometre aralığında fonksiyonel malzemeler ve yapıların geliştirilmesi anlamını taşır (100). Nanoteknolojinin amacı; atomlarla ve onların dizilişleriyle, malzemede, üretim tekniklerinde yenilik yapmak ve ihtiyaca uygun üstün özellikli yeni ürünler geliştirmektir (3, 100).

Yapılan araştırmalar bir malzemeyi oluşturan atomların boyutu küçüldükçe malzemeye ait yeni özelliklerin ortaya çıktığını ifade etmektedir. Boyutlar nanometre ölçeklerine yaklaşırken malzemenin fiziksel özellikleri de kuantum mekaniğinin kontrolüne girmektedir. Nano ölçeklerdeki bir yapıya yeni eklenen her atomun fiziksel özelliklerde neden olduğu değişikliklerin, bu atomun cinsine, nano yapının türüne ve geometrisine bağlı olarak farklılık gösterdiği belirtilmektedir. Bununla birlikte, nano ölçeklerde atomlar arası bağ yapısı da değişikliğe uğrayabilmektedir; mekanik olarak malzeme güçlenirken ya da zayıflarken, örneğin iletkenlik özelliğinin tümüyle değişebileceği belirtilmektedir. Böylece nano ölçekteki

yapıların farklılıklarının sadece ebatlarının küçüklüğü ile ilgili değil, ayrıca küçük ebatlarda farklı fiziksel özelliklerin ortaya çıkması ile ilişkili olduğu bildirilmektedir (8, 83, 140).

Doğal diş görüntüsünü taklit edebilme özelliklerine sahip olması nedeniyle seramik 18. yüzyıldan bu yana diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Materyalin sahip olduğu üstün optik özelliklere rağmen kırılganlığı ve sertliği; karşıt dişlerde aşınma ve kırılmalara neden olduğu bildirilmiştir. Bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla elastiklik modülü tam seramiklere nazaran daha düşük ve kırılma dayanımı daha yüksek olan kompozit reçine esaslı malzemeler geliştirilmeye çalışılmaktadır (162). Nanoteknoloji ve seramiklerin biraraya getirilmesi ile reçine nano seramik olarak tanımlanan yeni bir malzeme üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu malzemenin ana özelliği gelişmiş reçine nano seramik teknolojisidir. Malzemenin %80' inin polimerik bir matris içinde yer alan nano seramik partiküllerden oluştuğu belirtilmektedir (1, 118).

Çalışmamızda reçine nano seramik materyaller ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi planladığımız bir diğer materyal ise hibrid seramiklerdir. Yeni geliştirilen bir CAD/CAM materyali olan hibrid seramiklerin; tam seramik materyaller ile kompozit materyallerin pozitif özelliklerini bir araya getiren bir malzeme olduğu ifade edilmektedir. Hibrid seramikler; yapısal olarak sinterlenmiş seramik matris içindeki boşluklara doldurulan polimerden oluşmaktadır. Materyal içindeki inorganik seramik kütlenin oranı % 86 iken, organik polimer kısmın % 14 lük bir orana sahip olduğu bildirilmektedir (194).

Diş fırçalama ile sağlanan mekanik temizliğin uygulandığı yüzeylerde zamanla aşınmaya neden olduğu bilinmektedir. Yapılan incelemeler sonrasında diş fırçalamanın yeni geliştirilen materyaller üzerindeki aşındırıcı etkilerini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu noktada, yeni geliştirilen sabit protetik restorasyonlarda kullanılan CAD/CAM materyallerinin diş fırçalamadan ve farklı yiyecek ortamlarından ne şekilde etkileneceğinin araştırılması büyük önem taşımaktadır.

Çalışmamızda, nanoteknolojiyle üretilen reçine nano seramik materyallerin ve hibrid seramiklerin ağız ortamında kullanımına bağlı yüzey özelliklerinde meydana gelen değişimlerin diğer restoratif materyaller ve diş minesini ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dış Hekimliği Seramiklerinin Tarihçesi

Seramik kelimesi, Yunanca "keramicos" sözcüğünün türkçe karşılığı olup "topraktan gelen" anlamına gelmektedir (15). Seramik kullanımı günümüzden 10000 yıl öncesine kadar uzanmaktadır. Mezopotamya uygarlığında ve Asurlarda yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından geliştirilerek Çin porseleni adıyla sanat eserlerinde kullanılmıştır. Porselen materyali XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya ulaştırılmıştır. Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve poröz yapıda oldukları için dış hekimliğinde kullanılmaya uygun bulunmamıştır. Daha sonraları dış hekimliğinde kullanılan porselen, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmiştir. Bu tür porselenler, şeffaflık ve dayanıklılık açısından dış hekimliği alanında kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir (10, 134).

Porselen sözcüğü Ortaçağ İtalyancasındaki küçük deniz kabuğu anlamına gelen 'porcella' dan gelir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matris içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içerir, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristal yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (190).

Porselen materyali dış hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Saint-Germainen-Laye bölgesinde farmakoloji ile uğraşan Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau, sert porselenden protez yapımını denemiş ancak tam anlamıyla başarılı olamamıştır. 1788 yılında Nicholas Dubois de Chemant, Duchateau'nun bulmuş olduğu yöntemi geliştirme yoluna gitmiş ve ilk porselen dişler için patent almıştır (10, 113).

1808 yılında Giuseppe - Angelo Fonzi isimli İtalyan dış hekimi, Paris' teki kliniğinde ilk porselen dişi hastaya uygulamıştır. Porselen dişlerin arka bölümlerine yerleştirilen platin parçalar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme kolaylığı sağlamıştır (10).

1873' de Beers porselen tam kuron fikrini ortaya atmıştır. 1885' de Logan porselenin platin bir post ile kaynaştığı "Richmond kuronu" nu tanıtmıştır. 1886' da Matterson altın yaprak ile ilk estetik kuronu oluşturmuş ve üstüne porselen pişirmiştir. İlk olarak porseleni kaviteye göre pişirmeyi 1887' de Land ortaya koymuştur. Bu şekilde porselen inleylerin günümüzdeki yapım metodu ortaya çıkmıştır. 1889' da Dr. Charles H. Land tarafından, ilk porselen tam kuronun yapımı ile dış hekimliğinde porselenin kullanılması yaygınlaşmıştır.

1925 yılında, Dr. Abert Le Gro tarafından yayınlanan "Ceramics in Dentistry" adlı kitap ile porselenin tanınması artmıştır (113).

Land tarafından geliştirilen porselen tipi, diş hekimliğinde "porselen caket kuron" olarak tanınmıştır. Uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde sunulabilecek en estetik restorasyon olma özelliğini sürdürmüştür. Esas olarak; platin yaprak ile hazırlanmış yalancı kökler üzerine feldspatik seramik materyalinin fırınlanması ile üretilmiştir. Ancak kırılma eğilimi nedeniyle kullanımı genellikle ön bölge tek üye dişler, öncelikli olarak da kesici dişler ile sınırlı olmuştur. Sağladığı estetik avantajlara rağmen, zayıf mikrosızıntı direnci, düşük mekanik dayanımı ve yüksek kırık riski nedeniyle başarısız olmuş ve zamanla yaygın kullanımını kaybetmiştir. 1965 yılında da McLean ve Hughes, porseleni metal destek olmaksızın alümina ile kuvvetlendirerek yüksek dayanıma sahip porselenlerin gelişimini başlatmıştır. Özellikle 1960'larda daha dayanıklı porselenlerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile porselen restorasyonların ön bölgede kullanımında kabul edilebilir başarı sağlanmıştır (128).

Son yirmi yıl içerisinde yapılan araştırmalar, diş hekimliği seramiklerinin; porselenin mikro yapısının modifikasyonu yoluyla güçlendirilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Seramiğin hem optik, hem de mekanik özelliklerini değiştiren kristalin yapının ilavesi için feldspatik porselenin camsı matrisine müdahale edilmiştir (174).

2.2. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı ve Özellikleri

Protez Terimleri Sözlüğü'ne göre seramik, bir ya da daha fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir. Bu birleşimde büyük oksijen atomları matris gibi görev yaparak küçük metal atomlarını arasına sıkıştırmıştır. Seramiğin yapısındaki atomları birarada tutan atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik karakterdedir. Bu güçlü bağlar sayesinde porselen sert, yüksek elastisite modülüne sahip olduğu gibi ısısal ve kimyasal ajanlara karşı da dirençli olmaktadır. (180).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenin % 75-80' i feldspar, %12-22' si kuartz (silika, kum), %3-5' i de kaolen (kil)' den meydana gelir (12, 13). Porselenin yapısına bu üç ana madde dışında ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, opaklık veya parlaklık özelliği veren maddeler de eklenebilmektedir. Diş hekimliği porselenlerinde kaolen opak yapıda olduğu için seramik hamuru içine çok az miktarda ilave edilmektedir. Bu yüzden kullanılan porselen cama yakın fiziksel özelliktedir. Kaolen, hidrate alümina silikat'tır ve alümina içerikli kayalardan elde edilen bir kil'dir. Kitleyi bir arada tutarak seramiğin işlenmesine yardımcı olmaktadır (42, 106).

Feldspar, potasyum alümina silikat ($K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat'ın ($Na_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Porselene saydamlığını veren ana yapıyı oluşturan maddedir. Birleştirici özelliği ile fırınlama esnasında eriyerek kaolen ve kuartzı sarıp kitlenin bütünlüğünü sağlar. Bu özelliğinden dolayı porselen restorasyonların fırınlama işlemi sırasında şeklini muhafaza etmesini sağlar (106).

Kuartz (Silika- SiO_2) doldurucu görevi yapmaktadır. Fırınlama sonucunda oluşan büzölmeleri önler, yüksek sıcaklıkta kitleyi stabilize ederek diş formunun bozulmasını engeller (106, 181, 203).

Seramik sert, katı ve aynı zamanda kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni doğal diş yapısını taklit edebilen yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Doğal diş dokusunu, rengini ve translusentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Ağız içi kullanım açısından seramiklerin en önemli özellikleri kimyasal dayanıklılıklarının iyi olmasıdır ve ağız ortamında değişiklikler gösteren pH' larda ve sıcaklıklarda aşınmaya karşı dayanıklılık göstermeleridir (114, 133, 203). Ancak işleme teknikleri ve içeriğindeki değişiklikler hidrolitik stabiliteyi düşürebilmektedir. Materyalin özelliklerinin yanında çevresel koşullar da yüzey dayanıklılığının azalmasında etkilidir. pH değişiklikleri, solüsyonun kimyası, aşınma ve mekanik yükler ağız ortamını oldukça zor bir ortam haline getirmektedir. Yüzey dayanıklılığı hem materyalin içsel özelliğinin hem de çevresel koşulların bir sonucudur. Ancak çevresel etkenlerin hep aynı şekilde olmaması her zaman negatif bir etki oluşturmamasına rağmen zamana bağlı bir bozulma gerçekleştirebilir (35, 144).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, baskı kuvvetlerine karşı dirençli, çekme kuvvetlerine karşı ise zayıftır. Materyalin başlıca olumsuz özelliği de bu düşük çekme dayanımıdır. Çekme dayanımı ortalama 20 - 60 MPa iken, baskı dayanımının ortalama 350 - 550 MPa olduğu bildirilmiştir. Materyal, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, % 0,1' den büyük boyutsal değişimlerde deformasyona uğrayıp kırılır. Porselenin kırılğanlığı, çekme ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikroyapısal çatlak noktalarında kırıklar oluşur (190, 203).

2.3. Diş Hekimliği Seramiklerinin Dayanıklılıklarını Arttırma Yöntemleri

Seramiğin üstün estetik başarısı, baskı gerilimine karşı dayanımı, sertlik, kimyasal etkilere direnç gibi avantajlarına karşılık, düşük çekme dayanımı ve kırılabilirlik gibi olumsuz özellikleri yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına yol açmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin yapısında ve yüzeyinde ileride kırılmasına neden olabilecek mikroçatlaklar mevcuttur. Dayanıklılık ve direnç mekanizmaları mikroçatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemek şeklinde düzenlenmiştir.

McLean seramiğin güçlendirilmesi için beş yöntem bildirmiştir (137):

- 1 - Seramiğin metal altyapı üzerine uygulanması
- 2 - Yüzeyde baskı gerilimlerinin oluşturulması
- 3 - Camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi
- 4 - Camın kontrollü kristalizasyonu
- 5 - Cam infiltrasyonu ile seramiğin güçlendirilmesi

2.3.1. Seramiğin Metal Altyapı Üzerine Uygulanması

Metal destekli seramik protezler, 1950'li yıllarda yapının lösit kristalleri ile güçlendirilmesi ve feldspatik seramiklerin ısı genleşme katsayılarının, altın alaşımlarına yaklaştırılması ile geliştirilmiştir (12). Kupon köprü protezlerinde metal altyapı, seramik için bir dayanak oluşturmaktadır. Metaller seramiklere kıyasla daha yüksek çekme dayanımına sahip oldukları için ilk olarak seramiklerin metal altyapıyla desteklenmesi düşünülmüştür. Metal altyapı çekme gerilimlerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlak ilerleyişini önlemektedir. Böylece güçlü bir malzemenin altyapıda kullanılması ile seramiğin kırılması ancak bu altyapının deformasyonuna bağlı olarak gelişmektedir (10, 137, 197).

Metal destekli porselenler; sürekliliği ve dayanıklılığı en iyi olan porselen sistemidir, laboratuvarlar tarafından sıklıkla üretilen sistemlerdir, ön ve arka bölgelerde çok üyeli köprülerin veya implant destekli protez materyallerinin yapımında kullanılabilirler; uygun şekilde tasarlandıklarında yeterli estetik sonuç elde edilebilir (21).

Buna karşılık dişetinde oluşan renk değişimi metal ve seramiğin ısı genleşme katsayılarının farklı olması, metal alaşımlarındaki bazı moleküllerin iyonize olarak seramiğin içine renk vermesi ve korozyon gibi dezavantajları nedeniyle metal altyapının kullanımı sınırlanmaktadır (10, 11, 113, 197).

2.3.2. Yüzeyde Baskı Gerilimlerinin Oluşturulması

Camın ve seramiklerin güçlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan yöntem, seramiğin yapısında var olan baskı gerilimlerini malzemenin yüzeyine çıkartılmasıdır. Bu amaçla çeşitli teknikler uygulanmaktadır (11):

1 - Kimyasal yolla ‘iyon değişimi’

2 - Fiziksel yolla ‘temperleme’

Kimyasal yolla güçlendirmenin prensibi, seramiğin gerilim noktalarının altındaki küçük alkali iyonlarının daha büyük iyonlarla değiştirilmesi esasına dayanır. Bu yolla, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde baskı kuvvetine dayanıklı ince bir tabaka oluşturulur. Sodyum içeren cam yapı, potasyum nitrat banyosunda bekletildiğinde, yüzeyindeki sodyum iyonları kendisinden % 35 daha büyük olan potasyum iyonları ile yer değiştirmektedir. Daha önce sodyum tarafından kaplanan yerin potasyum iyonu ile doldurulması ile yüzeyde yaklaşık 700 MPa’lık baskı gerilimi oluşması sağlanmaktadır. Bu işlem kimyasal güçlendirme (kimyasal temperleme) olarak da tanımlanmaktadır. Değişim, seramik yüzeyindeki kompresif katmanın oluşumuna öncülük etmektedir. Sonuç olarak uygulanan yüklerin öncelikle bu sıkıştırılmış katmanı aşmaları gerekmekte ve bu da kırılma direncini arttırmaktadır (113, 137, 154, 160).

Fiziksel yolla temperleme yöntemiyle güçlendirme, camın yumuşama ısısına yakın bir ısıdan hızlıca soğutulduğu zaman meydana gelmektedir. Bu ani soğutma işlemi ile iç tabaka daha yavaş soğurken büzülme eğilimi göstermekte, dış tabaka ise rijid olarak kalmaktadır. Böylece cam yüzeyinde oluşan ve üstesinden gelinmesi gereken kompresif streslerin çatlaklar artıp, kırıklar oluşmadan önce yönetilmesi sağlanmaktadır. Bu yöntem genellikle sıcak cam fazındaki porselen yapının silikon yağı ve eriyik tuz içine batırılması ya da hava ile gerçekleştirilmektedir. Dış hekimliği seramiklerinin güçlendirilmesinde etkili bir yöntemdir (11, 42, 191).

2.3.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi

Camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi, kırık yayılımına direnç sağlamak amacıyla yüksek oranda kristalin fazın seramik içine eklenmesiyle oluşturulur. Kristaller, ilerleyen çatlağın yönünü değiştirerek iki fazlı materyalin kırılma direncini arttırmaktadır. Başlıca üç grup altında toplanmaktadır:

- Seramiğin içerisine alümina kristallerinin eklenmesi ile güçlendirilmesi,
- Seramiğin, içerisindeki feldspar’ın ‘lösit’ kristallerine dönüşümü ile güçlendirilmesi,

- Seramiğin kristalize magnezyum alüminyum oksit kristalleri ile güçlendirilmesi (137, 201) .

2.3.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu

Cam seramiklerin esası, kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan camın ısı işlemler uygulanarak seramiğe dönüştürülmesidir. Bu işlem, cam matris içinde çekirdeklerin oluşması ve bu çekirdeklerin çevresinde kristal büyümesi şeklinde iki aşamada gerçekleşmektedir. Böylece amorf yapı yerine kontrollü kristal büyüklüğü elde edilmiş, homojen, porözitesi olmayan ve eşit büyüklükte yüksek dayanıklılığa sahip mikroyapılar ortaya çıkmaktadır. Dicor, Cerapearl ve Cerestore sistemlerinde kullanılan seramikler, bu teknikle güçlendirilen cam seramiklere örnek oluşturmaktadır (11, 191, 197).

2.3.5. Cam İnfiltrasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi

Sinterlenmiş alüminyum oksit üzerine cam infiltrasyonu ile seramiğin yapısındaki poröziteler giderilmekte, restorasyona yüksek ısılarda stabilite ve akma direnci gibi üstün özellikler kazandırılmaktadır. In-Ceram sisteminde uygulanan bu teknikte alüminyum oksit ve cam iki kademeli bir işlemde geçirilerek normalden daha dirençli bir yapı elde edilmiştir.

In-Ceram'da tanecik boyutu çok küçük olan Sinterlenmiş alüminyum oksit kristallerinden oluşan yapıya ince bir tabaka halinde düşük viskozitedeki lantan oksit (La_2O_3) camı ile cam infiltrasyonu uygulanmaktadır (137, 175).

2.4. Nanoteknoloji ve Diş Hekimliğindeki Uygulamaları

Günümüzde kumaş, boya ve araba sanayisinde, temizlik ürünlerinde ve çeşitli malzemelerin yüzey kalitesini arttırmak için kullanılmakta olan bu teknoloji sayesinde her gün yeni bir ürün kullanıma sunulmaktadır. Nanoteknolojinin diş hekimliğinde kullanılması ile *nanodentistry* (nano-diş hekimliği) kavramı ortaya çıkmıştır. Gelecekte nano-robotiklerin (nano boyutlarda manipülasyon ve operasyon yapabilecek robotlar) kullanımı ile lokal anestezi, dentin hassasiyeti tedavisi ve ortodontik hareketlerin çok daha kolay elde edilebileceği öngörülmektedir (71, 107, 173). Günümüzde ise nanoteknoloji sayesinde yeni diş hekimliği materyalleri geliştirilmektedir.

Nano parçacık içeren CAD/CAM materyalleri, kompozitler, bağlanma ajanları, polivinil silikon ölçü maddeleri ve kemik yapım materyalleri diş hekimliğinde son yıllarda kullanıma sunulan ürünler arasındadır (107, 173). Nanotıbbı benzer şekilde nano-dişhekimliğinin gelişmesiyle de mükemmel yakın ağız sağlığının nanomateryaller ve nanorobotların kullanımıyla mümkün olabileceği belirtilmektedir (150, 166).

Diş hekimliğinde nanoteknoloji ilk olarak 1997 yılında restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Son yıllarda estetik restorasyonlara ilginin artmasıyla birlikte daha yaygın bir kullanım alanı bulmuştur (107). Yaşanan en yeni gelişme nanopartikül teknolojisinin restoratif materyallere uygulanmasıdır. Nanoteknoloji ile nano boyutlu doldurucu partiküller üretmek mümkün olmuştur ve bu partiküller tek başına veya nano-öbekler halinde yapıya ilave edilebilmektedir. Nanopartiküllerin, polisaj işleminden sonra düzgün bir yüzey elde edilmesini sağladığı ve materyale üstün estetik özellikler kazandırdığı ifade edilmektedir. Bu tip partiküller içeren materyallerin, dayanımları ve aşınmaya karşı dirençlerinin de daha yüksek olacağı belirtilmiştir (164). Nanoteknoloji sayesinde restoratif materyallerde birçok değişim yaşanmıştır ve bu gelişme devam etmektedir.

2.5. CAD/CAM Sistemleri

2.5.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

CAD/CAM ‘Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin baş harflerinin bir araya getirilmesi sonucu elde edilen bir kısaltmadır. Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim anlamına gelir. CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki amaç, restorasyonların daha yüksek kalitede ve daha uygun bir maliyetle elde edilmesidir. (181).

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde ilk uygulamaları 1970’li yıllarda Amerika’da Bruce Altschuler, Fransa’da Francois Duret, İsviçre’de Werner Mörmann ve Marco Brandestini ile başlamıştır. Young ve Altschuler ilk olarak 1977 yılında ağız içerisinde yüzey eşleştirmesi yapmak için optik bir cihazın kullanılması fikrini ortaya atmıştır (218). 1984 yılında Duret, Duret Sistemi’ni geliştirmiştir. Duret esas amacını, bu endüstriyel teknolojiyi kolaylıkla diş hekimliğine transfer etmek ve bir diş hekimliği restorasyonu için harcanan manuel eforu azaltarak maliyeti düşürmek olarak açıklamıştır; ancak Duret Sistemi, pahalı ve kompleks bir sistem olması nedeniyle başarılı olmamıştır. Ticari olarak üretilen ilk CAD/CAM sistemi 1980 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC’tir (53, 127).

Son 20 yıl içerisinde, mühendislik alanındaki yeni gelişmeler, CAD/CAM teknolojilerinin başarılı bir şekilde kullanımını sağlamıştır. CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuvar açısından bakıldığında büyük avantajları vardır. CAD/CAM teknolojisinin daha kısa sürede daha yüksek kalitede restorasyon üretimini sağladığı ifade edilmektedir. CAD/CAM sistemleri teknikteki hataları en aza indirmesi ve klasik çok aşamalı indirekt

restorasyon üretimindeki, çapraz kontaminasyon riskini azaltması nedeniyle tercih edilmektedir. Buna karşılık, CAD/CAM sistemlerinin maliyeti yüksektir ve fazla miktarda hızlı ve iyi kalitede restorasyon üretiminde finansal kapasite gerektirir (127).

2.5.2. CAD/CAM Bileşenleri

Tüm CAD/CAM sistemlerinin başlıca 3 fonksiyonel bölümü bulunmaktadır:

- Optik ölçünün elde edilmesi
- Restorasyonun tasarımı
- Restorasyonun üretimi (176).

2.5.2.1. Optik Ölçünün Elde Edilmesi

Diş hekiminin yaptığı diş hazırlığının, komşu dişlerin ve okluzyondaki dişlerin geometrisinin ağız ortamından veya model üzerinden taranması işlemidir. Verilerin elde edilmesi aşaması CAD/CAM sistemleri arasında farklılık göstermektedir. CEREC sisteminde (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ağız içinde görüntü alan dijital 3 boyutlu tarayıcı kullanılmaktadır. Mevcut olan diğer CAD/CAM sistemlerinde ise veriler, mekanik veya optik tarayıcıların modelleri taraması ile elde edilmektedir (176).

Mekanik tarayıcılarda uç kısımda yer alan bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığıyla model taranır ve diş hazırlığı yapılan bölgenin haritası çıkartılır. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile tarama yapılır. Hızlı ve yüksek çözünürlükte veri elde edilebilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (207).

2.5.2.2. Restorasyonun Tasarımı

Restorasyonun bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesi için çeşitli firmalar tarafından geliştirilen özel yazılımlar mevcuttur. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt olarak kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir (176, 207).

2.5.2.3. Restorasyonun Üretimi

Tasarımı tamamlanan restorasyonun bilgisayar kontrolünde olan aşındırma makineleri yardımıyla istenilen malzemeden frezelenerek elde edilmesi işlemidir. Frezeleme işlemini gerçekleştiren cihazlar, frezeleme işlemi yaptıkları aksların sayısına göre farklılık gösterir. Bilgisayar destekli üretim yapan cihazlar 3 akslı, 4 akslı ve 5 akslı olmak üzere 3 çeşittir. Kural olarak CAM aşamasından sonra bazı manuel düzeltmeler, renklendirmeler ve üstyapı uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır (176).

2.5.2.3.1. Ofis Sistemi

CAD/CAM sistemine ait tüm bileşenlerin diş hekimi ofisinde yer aldığı sistemdir. Böylece hekime tek seansta sabit bir protetik restorasyonu tamamlama olanağı sunmaktadır. Ofis sisteminde kullanılmak üzere hazırlanmış pek çok CAD/CAM materyali mevcuttur. Günümüzde iki farklı ofis CAD/CAM sistemi; CEREC (Sirona dental system, Bensheim, Germany) ve E4D (D4D Technologies, Texas, USA) bu amaçla kullanıma sunulmuş sistemlerdir (23).

2.5.2.3.2. Laboratuvar Sistemi

Bütün üretim basamaklarının laboratuvarında gerçekleştiği CAD/CAM sistemidir. Laboratuvarında model elde edildikten sonra optik tarayıcı ile modeli 3 boyutlu olarak tarayabileceğimiz gibi mum maket taraması veya yalancı kök taraması da yapabiliriz. Elde edilen veriler bilgisayara aktarıldıktan sonra restorasyon sisteme ait bilgisayar yazılımı kullanılarak tasarlanır ve ardından da freze ünitesine yerleştirilen bloktan aşındırılır.

Lava (3M ESPE, St.Paul, USA), Everest (KaVo, Biberach, Riss), veya Cerec inLab (Sirona, Bensheim, Germany) gibi laboratuvar sistemlerinin çoğu, kuron- köprü protezleri için alt yapı ve monolitik restorasyon üretimi gerçekleştirebilen laboratuvar CAD/CAM sistemlerine örnektir (23, 207).

2.5.3. CAD/CAM Uygulamalarında Kullanılan Yöntemler

CAD/CAM sistemlerinde restorasyonların üretiminde kullanılan iki farklı üretim tekniği mevcuttur. Bunların her ikisi de istenilen geometride bir sabit protetik restorasyonu üretebilme yetisine sahiptir.

2.5.3.1. Eksiltme Yöntemi

CAD/CAM sistemlerinde restorasyonlar prefabrik bloklardan frez, elmas veya elmas diskler yardımıyla frezelenerek üretilir. ‘Eksiltme yöntemi’ olarak adlandırılan bu teknikte istenilen şekle ulaşmak için blok materyalden eksiltme yapılır.

Eksiltme metodu istenen birçok karmaşık şeklin eldesine olanak tanıyan etkin bir yöntem olsa da, tipik bir sabit protetik restorasyonu elde edebilmek için prefabrik blokların yaklaşık %90’ ı uzaklaştırılmakta ve dolayısıyla boşa gitmektedir. Bu sistemin önemli bir dezavantajıdır.

2.5.3.2. Ekleme Yöntemi

Eksiltme yöntemine alternatif olarak ekleme yöntemi yeni yeni kullanıma sunulmaktadır. Bu sistemlerde, CAD birimi aynen geleneksel sistemlerdeki gibi bir şekillendirme yolu belirler. Fakat, CAM birimi bir bloğu kesmek yerine şekillendirme yolu boyunca malzemeyi sinterler ve kullanılan malzemeye bağlı olarak bir metal veya seramik tozu banyosunda tasarlanan cisim elde edilene kadar, toz halindeki malzemeyi, homojen katmanlar halinde, eklemeye devam eder. Böylece boşa harcanan, artık materyal sorununun önüne geçilmiş olmaktadır. Bir ekleme metodu olan selektif lazer sinterlemesi hem seramik hem de metal restorasyonların bilgisayar destekli üretiminde kullanılabilen bir teknolojidir (23, 127).

2.6. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

2.6.1. Feldspatik Seramikler

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen feldspatik cam seramik bloklarda, 3-4 mikron büyüklüğündeki feldspar partikülleri cam matris içerisinde homojen bir şekilde dağılım gösterirler. Vakum altında sinterlenen, standart, kontrollü ve endüstriyel olarak üretilen bu bloklar laboratuvarında sinterlenen seramiğe göre daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahiptir. Hidroflorik asitle pürüzlendirme ve adeziv simantasyonla birlikte baskı dayanımının 160 MPa’ a kadar yükseleceği bildirilmiştir. Feldspatik cam seramik bloklarının en büyük avantajı ; frezeleme işleminden hemen sonra, kolayca cila yapılarak tek seansta hastaya uygulanabilmesidir (149).

Feldspatik cam seramik bloklarla; inley, onley, laminate veneer, ön bölge kuron protezleri yapılabilirken kırılma dirençlerinin düşük olması nedeniyle feldspatik blokların köprü protezleri ve endokuron restorasyonlarında kullanımı sınırlanmaktadır (149, 155).

Günümüzde Sirona ve Vita firmaları tarafından üretilen çeşitli feldspatik seramik bloklar mevcuttur. Zaman içerisinde bloklarda yapılan yeniliklerle restorasyonların ışık geçirgenliği arttırılmış, yeni renk seçenekleri oluşturulmuştur. Bu amaçla; monokromatik bloklar, iki kromalı bloklar ve polikromatik bloklar daha doğal bir görünüm yakalamak üzere kullanıma sunulmuş bloklardır. Monokromatik blokların ideal estetik beklentileri her zaman karşılayamaması nedeniyle polikromatik bloklar geliştirilmiştir (39).

Sirona firmasının monokromatik ve polikromatik olarak geliştirilen iki grup bloğu mevcuttur. Vita firmasının ise günümüzde kullanılan feldspatik seramik blokları, monokromatik olan Vita blocks Mark II, polikromatik olan Vita Block Triluxe ve servikal bölgede renk doygunluğu ile floresans özellikleri arttırılmış olan Vita Triluxe Forte , son olarak iki kromalı olan Vita Block Reallife' dır (39, 149).

Vitablocks Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)1991 yılında Cerec I (Sirona Dental System, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, CAD/CAM sisteminde aşındırılabilen feldspatik bir porselendir. Vitablocks Mark I' e kıyasla dayanıklılığı arttırılmış ve tanecik boyutu 4 μm 'a küçültülmüştür. % 60 - 64 SiO_2 ve % 20 - 23 Al_2O_3 içerir. HF asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Klasik Vita renk skalasındaki renk alternatifleri mevcuttur; ancak monokromatik olması yani tek renk içermesi bir dezavantajdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiği arttırmak için **Vita Block Triluxe, Vita Triluxe Forte ve Vita Block Reallife** gibi polikromatik bloklar üretilmiştir. Vita Block Triluxe (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) 3 tabaka halindedir. En içteki tabaka koyu opak alt yapıyı, ortadaki tabaka nötral zonu ki bu standart bloklar ile aynı renktir, en dış tabaka da daha translusent üst yapıyı temsil eder. Vitablocks Triluxe kullanımı, doğal dişin optik karakterini kopyalamayı mümkün hale getirmiştir (39, 149, 155).

2.6.2. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Laboratuvar ortamında hazırlanan lösit içerikli seramikler günümüz teknolojisine uyarlanarak CAD/CAM sistemlerinde kullanılmaya uygun bloklar üretilmiştir.

Çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile birkaç mikron çapındaki lösit kristalleri cam matrikste kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir. Lösit yapısındaki cam tozları ısıtılma tabii tutularak gren sınırlarında kristal odaklarının oluşumu sağlanır. Kristal odaklarının gren merkezine doğru büyümesi sonucu yapı içerisinde yaklaşık % 40 oranında lösit kristali meydana gelir. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı içinde bulunduğu cam matriksten daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek cam matrisi

kendine doğru çeker. Böylece yapı içinde bir iç basınç oluşur. Bu iç basınç yapının içinde Griffith çatlaklarının ilerlemesini durdurur. Bu sistem ile seramiğin baskı dayanımının 160-180 MPa' a ulaştırılabileceği bildirilmiştir. Restorasyonların dayanımı, diş dokusuna olan başarılı bağlanmaya bağlıdır ve adeziv simantasyon önerilmektedir. Endikasyonları; ön bölge kuron protezleri, inley, onlay ve laminate veneerler ile sınırlıdır (62, 170).

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar, ışık geçirgenliğinin ve estetik özelliklerinin üst düzeyde olmasından dolayı tercih edilmektedir. Bu gruptaki bloklar renk özelliklerine göre üç gruba ayrılırlar. Yüksek translusensiye sahip HT bloklar, düşük ışık geçirgenlikli LT bloklara göre, yüksek ışık geçirgenliği ve düşük parlaklık değerlerine sahiptir. İnley, onley restorasyonlarda kullanımı idealdir. Düşük translusentliğe sahip bloklar ise yüksek parlaklık özelliğiyle daha geniş restorasyonların yapımında tercih edilebilir. Birkaç ton rengi içinde bulunduran multi blokları (MT) ise doğal dişlerde servikalden insizale doğru değişen renk ve translusensi özelliklerini yapılan restorasyona yansıtabilmektedir. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar, fazla miktarda ışık geçirgenliğine sahip oldukları için dayanak dişte mevcut olan restorasyonlar dikkatlice değerlendirilmelidir. Herhangi bir renklenme ya da metal kor bulunmasının estetik problemlere yol açabileceği bildirilmiştir (68, 88).

Günümüzde Ivoclar firmasının **IPS Empress CAD** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve 3M ESPE firmasının **Paradigm C** (3M/ESPE, Saint Paul, MN, USA) blokları lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklara örnektir (62).

2.6.3. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

CAD/CAM sistemleri ile üretilen sabit protetik restorasyonların daha yaygın bir kullanım alanı bulmasıyla birlikte, 2005 yılında lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilen cam seramik materyallerde bir yenilik yaşanmıştır. **IPS e.max CAD** (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ismiyle kullanıma sunulan yeni bir materyal CAD/CAM sistemlerinde frezelenmeye uygun olarak tasarlanmıştır.

IPS e.max CAD blok, % 40 oranında lityum meta-silikat kristallerinden oluşan parsiyel kristalize bir bloktur. Bloklar cam seramiğin mikroyapısı ve içeriği nedeniyle mavimsi renkte bulunmaktadır. Bloklar bu durumda yani mavi renkte iken kolaylıkla freze edilebilmekte ve yumuşak ara fazdakimalzemenin el ile aşındırılması hızlı ve etkin yapılabilmekte, ağız içindeki uyumu da bu aşamada kontrol edilebilmektedir. Bu halde malzemenin direnci 160 MPa iken frezeleme sonrasında, fırında kristalleşme işlemi tamamlandıktan sonra direnç artmaktadır. 850 °C' de 10 dakika süresince yapılan fırınlama

esnasında malzemenin mikroyapısında değişiklik olmakta, lityum disilikat kristalleri kontrollü olarak büyümektedirler. Seramik bu işlem sonrasında seçilen diş rengine ve 360 MPa dirence ulaşmaktadır. Bu değer klinikte kullanılan CAD/CAM sistemlerine uygun diğer monolitik seramiklerin yaklaşık üçte ikisi kadar daha fazladır. Ayrıca frezeleme işlemi başlamadan önce fırınlama sonrasında oluşacak % 0.2' lik hacim azalması da göz önünde bulundurulmalıdır. Endikasyonları; ön arka bölge kuron, 3-4 üyeli köprü (2. premolar dişlerden itibaren ön bölge ile sınırlı), inley, onlay ve laminate veneerler' dir (60, 93, 158).

Bu gruptaki bloklar renk özelliklerine göre üç gruba ayrılmaktadır. Yüksek translusensiye sahip HT bloklar, bukelamun efektine sahip olması ve estetik özellikleriyle, inley ve onlay restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir. Düşük translusensiye sahip LT bloklar çeşitli renk seçenekleri ile tam anatomik kuron restorasyonlarının yapımında kullanılabilmektedir. Son olarak renkleşmiş dişlerin tedavisinde, tabakalama tekniğiyle kullanılabilecek olan 'medium opacity' bloklar bulunmaktadır. Elde edilen restorasyonlar adeziv veya konvansiyonel yöntemlerle simante edilebilmektedir (60, 158).

2.6.4. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler cam içermezler. Atomları düzgün kristal düzeninde dizilmiştir ve bu dizilim çatlak ilerlemesinde de önemli rol oynar. Bu seramiklerde çatlak ilerlemesi, az yoğun ve düzensiz atom ağına sahip olan camdan, daha zor olur. Dolayısıyla polikristalin seramikler cam bazlı seramiklerden genel olarak daha dayanıklı ve sağlamdır. Polikristalin seramikler cam seramikler ile karşılaştırıldığında daha opak bir görünümündedir; dolayısıyla bu kuvvetli malzemeler estetik bölgede tam kalınlık olarak kullanılamaz. Bu yüksek dayanıklılıktaki seramikler uygun estetiğin sağlanabilmesi için feldspatik cam seramikler ile kaplanarak kullanılırlar (112).

2.6.4.1. Alumina Esaslı Seramikler

İlk olarak 1989 yılında üretilen **In-Ceram Alumina** (Vita, Bad Säckingen, Almanya), yüksek oranda sinterlenmiş poröz alümina altyapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lanthanyum camın infiltrasyonu ile elde edilmiştir. Altyapılar slip-cast tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir. Slip cast tekniğinde, 'slip' olarak adlandırılan, su içinde dağılmış ince grenli alümina partikülleri (1 - 5 µm) alçı yalancı kök üzerine sürülür. Poröz yalancı kök likidi absorbe eder ve alümina partikülleri yalancı köke doğru yoğunlaşır. Slip 1120 °C' de 10 saat süreyle sinterlenir ve poröz bir altyapı oluşur. Lanthanyum cam bu altyapı üzerine infiltre edilir ve ikinci bir fırınlama ile 1100 °C' de 4 saat süreyle sinterlenir (210). Böylece porözite ortadan kalkar, dayanıklılık artar ve potansiyel çatlak ilerlemesi olan

bölgeler sınırlandırılmış olur. Alümina ve camın ısı genleşme katsayıları farkından dolayı baskı gerilimleri oluşur ve bu gerilimler de dayanıklılığı artırır (73). Bunun dışında altyapılar sinterlenmemiş prefabrike bloklardan aşındırma tekniği ile de üretilebilirler (Vita In-Ceram Alumina blokları, Bad Säckingen, Almanya). Eğme dayanımı 236 - 600 MPa (66, 219) ve kırılma tokluğu $3,1 - 4,61 \text{ Mpa.m}^{1/2}$ 'dir (78, 196). Ön ve arka bölgedeki kuronlarda ve üç üyeli ön bölge köprülerde kullanımı endikedir (83). Bağlantı çapı okluzo-gingival olarak minimum 4 mm, bukko-lingual olarak minimum 3 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır. Yarı opak görünümünden dolayı ışığın tam geçişine izin vermemesi estetik bir dezavantaj meydana getirir (88, 136).

In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya) 1994 yılında opak altyapıya sahip In-Ceram Alumina' ya alternatif olarak üretilmiştir. Üretim teknikleri In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit (MgAl_2O_4) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra "spinell" adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltre edilir. Eğme dayanımının In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük ve 283 - 377 MPa aralığında olduğu bildirilmiştir (130, 169). Transluserliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikasyonları mevcuttur (88).

In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Alumina' nın bir modifikasyonudur. % 65 cam infiltre alumina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içerir. Eğme dayanımı 421 - 800 MPa' dır ve kırılma tokluğu $6 - 8 \text{ Mpa.m}^{1/2}$ ' dir (33, 78). Altyapı üretimi geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan aşındırma tekniği ile yapılır. Altyapının yüksek opasitesi, uygulamaları sadece arka bölge köprü protezleriyle sınırlandırmaktadır (88). Bağlantı çapı okluzo-gingival olarak minimum 4 - 5 mm, bukko-lingual olarak minimum 3 - 4 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (172).

2.6.4.2. Zirkonya Esaslı Seramikler

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. 1824 yılında Jons Berzelins tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda ısısı koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir.

Zirkonyum metalinin bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum dioksittir (ZrO_2) (153) .

Uzun yıllar nadir toprak elementleri ile karıştırılarak seramik pigmentleri olarak kullanılmıştır. Üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyumu sayesinde, 80' li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmaya başlanmıştır. Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı % 90 oranında azalmıştır (32). Çünkü bu alanda kullanılan Mg ile stabilize zirkonyanın tanecik çapı büyük (30 - 60 μm) ve poröz bir yapıda olduğundan, aşınmalara neden olduğu görülmüştür (100). Diş hekimliğinde ise ortodontik braket (11, 117), endodontik post (4, 13, 139), implant abutmenti (74) ve CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle tam seramik kuron ve köprü protezlerinde alternatif bir altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (<0,5 - 0,6 μm) (42). Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa' dır. Vickers sertliği ise diş hekimliği alaşımlarının 4-5 katıdır (1000-1300 VHN) (78). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın eğme dayanımı ortalama 900 - 1200 MPa, kırılma tokluğu ise 9 - 10 MPa·m^{1/2} olarak bulunmuştur. Bu değerler de yaklaşık olarak alumina esaslı seramiklerin iki katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır (34, 185). Zirkonyanın biyolojik uyuma sahip olduğu bildirilmiştir. Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir (41, 167). Ayrıca termal iletileri azdır, dolayısıyla potansiyel pulpa irritasyonlarını azatlıkları belirtilmiştir (157).

CAD/CAM teknolojisiyle hazırlanan yüksek dayanımlı zirkonya alt yapıların dezavantajı üst yapı seramikleriyle kaplanma gerekliliğidir. Zirkonya alt yapıli restorasyonlarla ilgili yapılan araştırmalarda en sık görülen başarısızlık nedeninin de bu üst yapı seramiğinde yaşana kopmalar (chipping) olduğu bildirilmiştir (22, 80, 165).

CAD/CAM teknolojisi yardımıyla zirkonya (Y-TZP) alt yapıların üretiminde kullanılabilecek olan bloklara örnek olarak; **Lava Frame** (3M ESPE), **Everest ZS** ve **ZH** (KaVo), **In-Ceram YZ** (VITA), **Zerion** (Straumann), ve **Cercon Smart Ceramics** (DeguDent) verilebilir (23).

Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristal Seramikler (Y-TZP)

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (<0,5 - 0,6 μm) (12). Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz 1170 °C' ye kadar stabildir ve bu dereceden

sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C' ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan 2680 °C' ye kadar ise kübik fazda bulunur (49). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır. Fırınlamanın ardından soğuma sırasında $t \rightarrow m$ faz dönüşümü gösterir. Bu sırada %3-5' lik bir hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilmeleri ile dayanıklılık artsa da, $t \rightarrow m$ faz dönüşümü kontrol altına alınmadığı takdirde hacim artışı iç streslere ve ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (79). Tetragonal taneciklerin oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için yapıya kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂) ve yttrium oksit (Y₂O₃) gibi metal oksitler ilave edilmektedir. Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (72, 73). Biyolojik uyumu (153) ve küçük taneciklerden (0.2-0.5 µm) meydana gelen mikroyapısı nedeniyle yttrium- tetragonal zirkonya (Y-TZP) biyomedikal uygulamalarda en sık kullanılan zirkonya formudur (219).

Y-TZP' nin oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunması ve mekanik özelliklerinin, kitleyi oluşturan taneciklerin boyutuna ve içerdiği yttrium oksit miktarına bağlı olduğu bildirilmiştir. Y-TZP % 2-3 Y₂O₃ içerir (49, 219).

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler Zirkonya'nın diş hekimliğinde kullanımını mümkün hale getirmiştir. Y-TZP restorasyonların elde edilmesi için iki farklı CAD/CAM üretim tekniği kullanılır (188). Birincisi; yarı sinterize blokların frezeleme ile şekillendirilmesi ardından yüksek sıcaklıklarda tam sinterize edilmesi, ikincisi ise tam sinterize edilmiş blokların sisteme ait freze ünitesi tarafından şekillendirilmesi ile restorasyonların üretilmesidir. Tam sinterlenmiş yoğun blokların sertliği şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır ve özel olarak tasarlanmış freze cihazları gerektirmektedir (72). Yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklar ise frezeleme işleminin kolaylığı nedeniyle diş hekimliğinde daha yaygın bir kullanım alanı bulmaktadır. Bilgisayar programı tarafından büyütülmüş bir restorasyon tasarlanmakta ve yarı sinterize blok freze yöntemiyle şekillendirilmektedir. Bu işlemin ardından restorasyon yüksek sıcaklıkta sinterize edilmektedir. Sinterizasyon ısısı 1350-1550 °C arasındadır. Bu işlemle birlikte restorasyonda yaklaşık % 25 oranında bir büzülme meydana gelmektedir (65). Yarı sinterize zirkonya blokların frezelenmesi için en yaygın kullanılan CAD/CAM sistemleri ise şöyledir; CERCON (Dentsply Friadent, Mannheim, Germany), CEREC (Sirona, Bensheim, Germany), LAVA (3M ESPE, Seefeld, Germany) ve Procera (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) (178).

Y-TZP seramiklerin kuron ve üç-dört üyeli köprü protezlerinin üretiminde kullanımı endikedir. Derin kapanış vakaları, yetersiz oklüzal mesafe, kanatlı köprü protezi tasarımlarında ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde bu restorasyonların yapımı kontrendikedir (219).

Y-TZP restorasyonlar yüksek mekanik özelliklere sahiptirler. Biyolojik olarak uyumlu ve ısı iletkenliğinin düşük olması nedeniyle hassasiyet ve pulpa irritasyonları oluşmamaktadır. Görünümlerinin opak olması ve uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerine olumsuz etkilerinin olması dezavantajlarıdır (65, 72).

Son yıllarda, monolitik zirkonya seramik restorasyonlar özellikle çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu arka grup dişlerde kullanılmak üzere tanıtılmıştır. Böylece zirkonya alt yapılı restorasyonlarda sıklıkla görülen ve porselen atması (chipping) olarak isimlendirilen klinik başarısızlığın önüne geçilmesi amaçlanmıştır (94). Monolitik zirkonya yapısındaki alumina içeriği %0,1' e kadar indirilmiştir ve baskı dayanımının da 1000-1500 MPa arasında değişebileceği belirtilmiştir. **Lava all-Zirconia** (3M ESPE, Seefeld, Germany), **Zircon Zahn** (ZIRCONZAHN GMBH, Bruneck, Italy) ve **BruxZir Solid Zirconia** (Gildewell laboratories, California, USA) monolitik zirkonya restorasyonların üretiminde kullanılmak üzere piyasaya sunulmuş olan bloklardır. Monolitik zirkonya restorasyonların, yetersiz oklüzal mesafe ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde de arka bölge kuron protezlerinin yapımında kullanılabileceği bildirilmiştir. Ancak zirkonya' nın beyaz opak bir materyal oluşu ve yetersiz estetik özellikleri nedeniyle kullanımının arka bölge kuron protezleri ile sınırlandığı belirtilmiştir (76, 156).

2.6.5. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler; zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir. Cam seramiğin ağırlıkça yaklaşık % 10 oranında zirkonya ile zenginleştirilmesiyle ilk zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS) üretimi gerçekleştirilmiştir. Yeni geliştirilen bu cam seramik materyal, küçük tanecik boyutu ve homojen bir mikroyapıya sahiptir. Materyali diğer cam seramik materyallerden ayıran en önemli özelliği mekanik direncidir.

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere tanıtılan **Vita Suprinity** (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve **Celtra DeguDent** (DeguDent, Hanau, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş seramik bloklara örnektir. Celtra'nın frezeleme sonrasında 210 MPa' lık bir bükülme direncine sahip olduğu ve cila fırınlamasının ardından bu direncin 370 MPa' a yükseleceği bildirilmiştir. Yeni geliştirilen bu monolitik CAD/CAM

materyallerinin; inley, onley, lamina, ön ve arka bölge kuron protezleri ve implant destekli kuron protezleri üretiminde kullanımı endikedir (195).

2.6.6. Kompozit Reçine Materyaller

Günümüzde, CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler diş hekimliğinde yeni materyallerin kullanımına olanak sağlamıştır. Aynı zamanda CAD/CAM materyallerinin biyomekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla pek çok araştırma yapılmış ve yeni jenerasyon frezelenen kompozit reçine bloklar kullanıma sunulmuştur (121). Bu materyaller geçici ve daimi sabit protetik restorasyonların üretimi için kullanılmaktadır.

2.6.6.1. Paradigm MZ 100

Paradigm MZ 100 (3M/ESPE, Saint Paul, MN, USA) bloklar kimyasal olarak; Bis-GMA (bisphenol-A-dilycidylether dimethacrylate) ve TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate) organik matrisinden oluşan, ortalama tanecik büyüklüğü 0.6 µm olan ağırlıkça % 85 oranında inorganik zirkonya-silika seramik dolgu maddesi içeren kompozit reçine materyallerdir (163).

2000 yılında kullanıma sunulan bu materyal, seramik bloklara alternatif olarak geliştirilmiştir. En önemli avantajı; üstün freze edilebilme özelliğidir. Buna karşılık, doğal dişe benzer aşınma özelliği gösterir (84, 85). Paradigm MZ100 blokların diğer CAD/CAM materyalleri ile karşılaştırıldığı bir çalışmada Paradigm MZ100 restorasyonların karşıt dişte diğer CAD/CAM materyallerine göre daha düşük aşınmaya neden olduğu gözlenmiştir (121).

Paradigm MZ100 blokların bükülme direncinin 140- 150 MPa, elastisite modülünün ise 15- 20 GPa aralığında olduğu bildirilmiştir. Bu blokların; inley, onley, laminate veneer ve kuron protezleri yapımında kullanımı endikedir. Elde edilen restorasyonların adeziv olarak simante edilmesi önerilir (54).

2.6.6.2. Lava Ultimate

Lava™ Ultimate CAD/CAM (3M ESPE, Seefeld, Germany) bloklar nanoteknoloji ve seramiklerin buluşmasını temel alan, kompozit ve seramik materyallerin fiziksel ve estetik özelliklerini içeren reçine nanoseramik materyaller olarak tanıtılmışlardır. İçeriğinde 20 nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerler bulunmaktadır. Blokların üretim aşamasında silan bağlantısının kullanılmasıyla reçine matris ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşturulur. Bu kimyasal bağlantı sonucu oluşan nanopartikül demetleri 0,6- 10 mikron boyutundadır. Rezin matris içerisinde % 80 oranda gömülü olarak bulunan bu seramik nanopartikül yapının materyale yüksek kırılma ve aşınma dayanıklılığı sağladığı

ifade edilmektedir. Üretim sırasında bloklar saatler süren ısısal işleme maruz bırakılmaktadır. Yarı sinterize seramik blokların aksine tam sinterize nano seramik bloklar ilave ısı işlem gerektirmemesi yönüyle de avantaj sağlamaktadır (118).

Karşıt dişte cam seramiklerle karşılaştırıldığında daha az aşındırma yapması, glazür işlemine gerek olmaması, cila işlemlerinin kolaylıkla yapılabilmesi ve yüzey pürüzsüzlüğünü uzun süre koruması üretici firma tarafından bu materyalin en önemli avantajları olarak sunulmaktadır. Ayrıca ışıqla polimerize olan kompozitler kullanılarak tamir veya ilave işlemleri de kolaylıkla yapılabilir. Lava™ Ultimate CAD/CAM blokların bükülme direncinin 200 MPa olduğu bildirilmiştir. Yüksek ve düşük translüsensiye sahip dörder renk olmak üzere toplam sekiz renk olarak kullanıma sunulmuştur. Lava™ Ultimate blokların; inley, onley, laminate veneer, kuron ve implant destekli kuron protezleri yapımında kullanımı endikedir. Elde edilen restorasyonların asitle pürüzlendirme yapılmadan adeziv simantanyonu önerilmektedir (1).

2.6.7. Hibrid Seramikler

2.6.7.1. Enamic Hibrid Seramik (Vita)

Yeni geliştirilen bir CAD/CAM materyali olan hibrid seramiklerin; tam seramik materyaller ile kompozit materyallerin pozitif özelliklerini bir araya getiren bir malzeme olduğu ifade edilmektedir. Vita Zahnfabrik 2013 yılında ilk hibrid seramik CAD/CAM materyali olan **Vita Enamic** (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) blokları tanıtmıştır.

Hibrid seramik; yapısal olarak sinterlenmiş seramik bir matris içerisindeki boşluklara doldurulan polimerden oluşmaktadır. Materyal içerisindeki inorganik seramik kütlenin oranı % 86 iken, organik polimer kısmın %14 lük bir orana sahip olduğu bildirilmektedir. Hibrid materyalin; ilk olarak boşluklu seramik bir alt yapıya monomer (UDMA, TEGDMA) karışımının infiltrasyonu, ardından da polimerize edilmesiyle üretildiği belirtilmektedir. Blokların bükülme direncinin 150 MPa olduğu bildirilmiştir. Frezeleme işleminin ardından bu bloklar için özel olarak geliştirilen parlatma setleri ile bitim işlemlerinin tamamlanması önerilmektedir. Hibrid seramik blokların; inley, onley, bölümlü kuron ve tam kuron protezlerinin yapımında kullanımı endikedir. Elde edilen restorasyonların 60 sn süresince hidroflorik asitle pürüzlendirilip silan uygulandıktan sonra adeziv olarak simante edilmesi önerilmektedir (86).

2.7. Dental Materyallerin Yüzey Özellikleri

Materyallerin yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü, aşınma direnci, yorgunluk, elastiklik modülü, bükülme dayanıklılığı, çekme kuvvetlerine karşı direnç gibi özelliklerinden her biri tek başına bir materyalin mekanik özellikleri hakkında tam bir bilgi sağlamamaktadır. Materyal hakkında bilgi sahibi olabilmek için bir çok özellik bir arada değerlendirilmelidir. Yüzeye ait mekanik özellikler ele alındığında ise, en ön planda birbiriyle ilişkili yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve aşınma kuvvetlerine karşı direnç özellikleri dikkat çekmektedir.

2.7.1. Yüzey Mikrosertliği

Sertlik, bir materyalin lokal deformasyona karşı koyabilme yeteneğidir. Materyalin sürekli yükleme veya penetrasyon direnci olarak da tanımlanabilir. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin karşılaştırılmasında sertlik büyük önem taşımaktadır. Sertlik testlerinde, elmas bir uç ile materyalin yüzeyine belirli bir kuvvet ve süre boyunca baskı yapılır. Materyalin sertliği, oluşan izin derinliğine veya alanına göre hesaplanır. İz boyutları büyüdükçe materyalin sertliği azalır, küçüldükçe sertliği artar. Sertlik ölçüm sonuçları, genellikle ‘yük/alan’ formülüne göre ifade edilir (10, 134, 148).

Yüzey sertliği, yoğunluğun göstergesi olarak da kullanılabilir; daha yoğun bir materyal aşınmaya ve yüzey bozulmalarına karşı daha dirençlidir denebilir. Bununla birlikte, yüzey sertliği; materyallerin aşınma direncinin ve abrazyon özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır (40). Sertlik, aşınma direnci ile bağlantılı görülür ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesinde en çok incelenen mekanik özelliktir (42, 191).

Sertlik ölçümü için birçok farklı yöntem mevcuttur. Günümüzde en sık kullanılanları; Brinell, Knoop, Rockwell ve Vickers sertlik testleridir (Tablo 2.1) (10). Her bir test yöntemi kendi içinde farklılıklar göstermektedir. Sertlik ölçmek için kullanılan cihazlarda, çentik oluşturan uçların geometrileri, yapıldıkları malzemenin cinsi (çelik, tungsten karbid, elmas, v.b.) ve materyalin yüzeyine uygulanan yük yönünden birbirlerinden farklılık göstermektedir. Uygulanacak sertlik testinin seçimi, test edilecek olan materyalin özelliklerine göre değişmektedir. Brinell ve Rockwell yüzey sertlik testleri, özellikle metal endüstrisinde metal alaşımlarının yüzey sertliğinin tespitinde kullanılırken; Vickers ve Knoop sertlik testleri diş hekimliği malzemelerini de içine alan geniş bir materyal grubunun yüzey sertliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır (10, 134, 148). Çalışmamızda kullanacağımız materyallerin yüzey sertliğini belirlemek için **Vickers sertlik testi** kullanılmıştır.

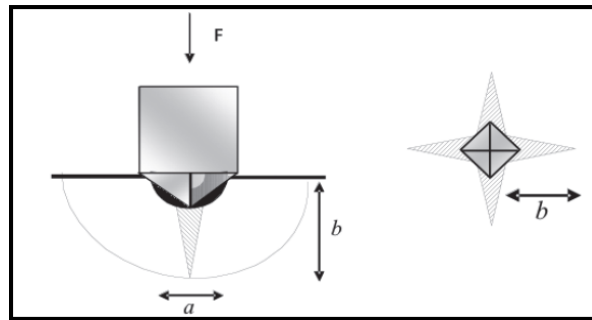
Tablo 2.1. Sertlik ölçüm testleri (15).

Test	Uç	İz şekilleri	Ölçüm	Sonuç birimi
Brinell	Küresel çelik uç		İz alanı	BHN
Knoop	Elmas uç		İz alanı	KHN
Rockwell	Küresel çelik uç		İz derinliği	Rockwell
Vickers	Elmas uç		İz alanı	VHN

Çalışmamızda kullanılan Vickers sertlik testinde temel prensip; kare tabanlı piramit şeklindeki elmas ucun belirli bir kuvvet altında materyal yüzeyine uygulanmasıdır. Elmas piramidin yüzeyleri arasında 136° lik açı mevcuttur. VHN (Vickers Hardness Number), uygulanan yükün oluşan iz alanına bölünmesiyle hesaplanır (15, 16). Sertliği ölçülecek materyal üzerine piramit şekilli elmas uç ile kuvvet uygulanarak bir iz oluşturulur (Şekil 2.4) (136). Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki izin köşegenleri ölçülür. Bu ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarılarak, ölçüm ekranındaki iki cetvel yardımıyla, köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır.

Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm^2 olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $HV = 1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülü ile hesaplanır. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (10, 148). Yüzey sertliği ölçümlerinde, örnek yüzeyinden, birkaç ölçüm yapıp ortalamaları alınır. Materyalin sertliği arttıkça, sertlik numarası da artar (42).

Vickers sertlik testinin avantajı son derece doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır (191).



Şekil 2.1. Vickers geometrisi (F = uygulanan kuvvet, a = plastik deformasyon bölgesi, b = radial/merkez çentik hattı) (58).

2.7.2. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, materyal yüzeyinin iki boyutlu parametresidir. Profilometre adı verilen özel bir cihazla ölçülebilir. Sınırlayıcı yüzey özellikleri; detayı doğru veren, nispeten basit analitik ve ampirik yöntemlerle belirlenebilir. Kümülatif işlemlerle elde edilmiş yüzeylerde, her bölgenin son şekli yüzey üzerinde etkili birçok farklı olayın kümülatif etkisi olarak ortaya çıkar. Böyle yüzeylerde pürüzlülük adına normal bir dağılım hakimdir. Tek nokta işlemleri (dönme, şekillendirme gibi) ve geniş bölgeleri kapsayan işlemler (bileme, sürtme gibi) genellikle normal pürüzlülük dağılımı olmayan yüzeylerin oluşmasına sebep olur (24).

Yüzey pürüzlülüğü çoğunlukla aritmetik ortalama pürüzlülük (R_a) olarak ifade edilir. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla pek çok cihaz ve teknik kullanılmaktadır. Bunların en önemlileri elektrikle çalışan sivri uçlu cihazlardır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için en güvenilir cihazların elektrikle çalışan sivri uçlu cihazlardan olan, profilometre cihazı olduğu bildirilmiştir (102).

Restoratif materyallerin yüzeyinin incelenmesi için kullanılan diğer yöntemler arasında görsel değerlendirme, atomik kuvvet mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu analizleri yer almaktadır (27, 102, 105).

Yüzey Bitirme Yöntemleri

Yüzey bitirme; materyalin pürüzlü formdan daha düzgün bir forma dönüştürülmesi anlamına gelmektedir (148). İyi şekillendirilmiş ve cilalanmış bir restorasyon, gıda artıkları ve patojenik bakterilerin tutunmasına engel olarak ağız sağlığının korunmasına yardımcı olur. Bunun sağlanabilmesi için toplam yüzey alanının ve restorasyon yüzeylerinin pürüzlülüğünün azaltılması gereklidir. Sabit protetik restorasyonların son şeklinin verilmesi amacıyla çeşitli aşındırıcı sistemlerle yüzeyde düzenlemeler yapılır. Çeşitli gren boyutlarındaki elmas ve karborondum frezler ile silikon möl ve möletler seramiklerin tesviyesi aşamasında en çok kullanılan sistemlerdir (110, 148, 209).

Yüzey Bitirme İşlemlerinde Kullanılan Aletler ve Materyaller

Diş hekimliğinde pek çok enstrüman restorasyon yüzeylerinin bitirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Yüzey bitirme amaçlı kullanılan aşındırıcılar genellikle sert yapıdadırlar. Bunlar yüzeydeki büyük düzensizliklerin uzaklaştırılmasında ve yüzeye istenen şeklin verilmesinde kullanılırlar. Polisaj amaçlı kullanılan aşındırıcılar ise daha ince grenli olup sertlikleri bitirme aşındırıcılarından daha düşüktür. Genellikle aşındırıcı parçacık olarak

alüminyum oksit kullanılmakla birlikte silikon karbitin aşındırıcı olarak kullanıldığı ticari ürünler de mevcuttur. Paslanmaz çelik mandren yardımıyla kullanılan elmas aşındırıcı parçacık ile kaplanmış silindirik dönen elmas frezler de bu grup içinde sayılmalıdır. Elmas polisaj patları; 10 μm ' den daha küçük parçacık boyutlu gevşek bağlı aşındırıcı elmas parçacıklar içerirler. En bilinen ve etkin olan elmas patlar, parçacık boyutu 3- 4 μm ve 1 μm olanlarıdır. Elmas polisaj patları, esas olarak uyumlama sonrası yapısı bozulmuş porselen materyallerinin son polisajı için kullanılırlar (10).

Polisaj; parlak ve düzgün bir yüzey elde etmek için, genellikle küçük tanecik boyutlu aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey işlemidir (42). Porselen polisajı için üreticiler tarafından hazırlanan setler, ağız içi ve ağız dışında kullanılmak üzere temel olarak iki farklı tiptedir. Dialite seramik polisaj seti (Komet/ Brasseler), Revitalizer (Cosmedent) ve Ceramiste silikon uçlar (Shofu) yapıştırılmış aşındırıcı ve lastik polisaj aletleri olarak ağız dışında kullanılan setlerin en bilinenleridir. Bu setlerin elmas polisaj patları ile birlikte kullanıldığında glazür uygulanmış porselen yüzeyine rakip olabilecek düzgünlükte yüzey elde edilmesini sağlayacağı bildirilmiştir (102). Elmas bitirme diskleri, lastik polisaj aletleri ve elmas polisaj patı birkaç küçük değişiklik ile ağız içinde de uygulanabilir. Isı açığa çıkmasını önlemek için elmas diskler ile ağızda su soğutması altında çalışılmalıdır. Seramik malzemede parlak ve düzgün bir yüzey oluşturma en sık uygulanan yöntemi ise, seramik fırınında glazür uygulanmasıdır. Seramik materyallerde glazür katmanının, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini kapatıp daha düzgün bir yüzey oluşturarak plak birikim potansiyelini azalttığı bildirilmiştir (113, 128). İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir (10, 42, 102).

Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi

Günümüzde endüstrinin hemen her dalında malzemelerin yüzey özelliklerini olumlu yönde geliştirmek amacıyla araştırmalar yapılmaktadır. Malzemelerin yüzey tabakaları fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Bu nedenle malzemelerin yüzey özelliklerinde değişiklikler oluşturularak amaca daha uygun yüzeyler elde edilmektedir (110, 209).

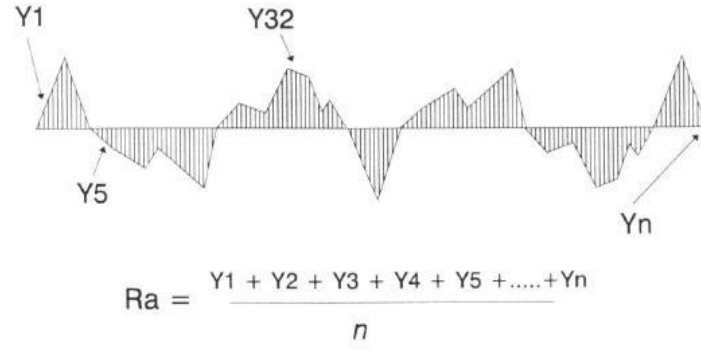
Restoratif materyallerin doku dostu olma özelliğini koruyabilmesi için yüzeyi düzgün ve pürüzsüz olmalıdır. Yüzey pürüzsüzlüğü üç açıdan önemlidir: fonksiyon, estetik ve biyolojik uyum. Restorasyon temas noktalarının düzgünlüğü sayesinde komşu ve karşıt dişlerdeki aşınma miktarı en aza indirilmiş olur. Pürüzlü materyal yüzeyleri, dişler arasında fonksiyonel ve dengeleyici temasların kaybına neden olabilecek yüksek temas noktası

streslerine yol açar. Pürüzlü seramik yüzey; plak birikiminin artmasına, dişeti iltihabı ve yumuşak doku reaksiyonlarına veya karşıt dişlerde aşınmaya neden olabilir. Karşıt sert dokularda aşınma neticesinde dişlerde boyanma artar. Leke, plak ve diş taşı birikir. Pürüzlü yüzeylerde serbest yüzey enerjisi daha küçük olduğundan, mikroorganizmaların tutunması ve kolonizasyonu kolaylaşır. Estetik kalite düşer. Bu olumsuzlukları gidermek, hasta konforu, optimum estetik, ağız hijyeni ve klinik başarı elde etmek için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmelidir (110, 148).

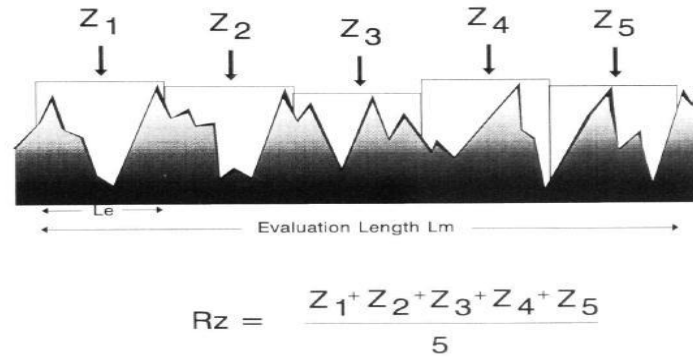
Yüzey Pürüzlülük Analizleri

Materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalar taramalı elektron mikroskobu gibi kalitatif metotlar ve yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar ile yapılabilmektedir. Son yıllarda atomik kuvvet mikroskobu ile de yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntüleri elde edilebilmektedir (105). **Profilometre** cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (27, 102). Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz: Rpm oranıdır (204).

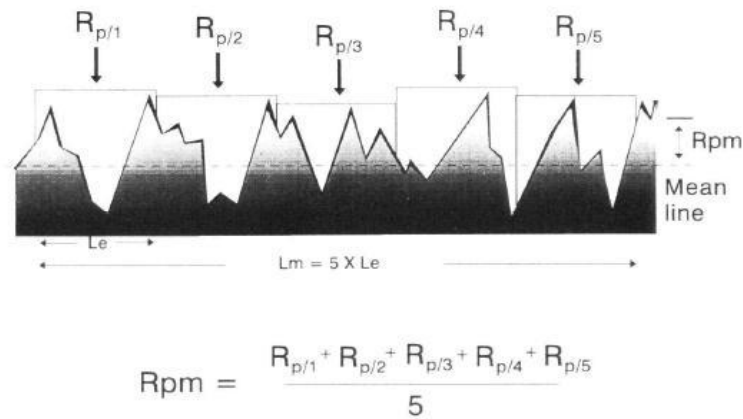
Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır (Şekil 2.1). Rz yüzey parametresi, ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır (Şekil 2.2). Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır (Şekil 2.3). İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5' den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0,5'den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir (105, 204). Diş hekimliğinde restoratif materyallerin ağız içinde kullanılabilirliği için ortalama yüzey pürüzlülüğü 0,2 μm ' nin altında olmalıdır (26).



Şekil 2.2. Ra parametresi (204).



Şekil 2.3. Rz parametresi (204).



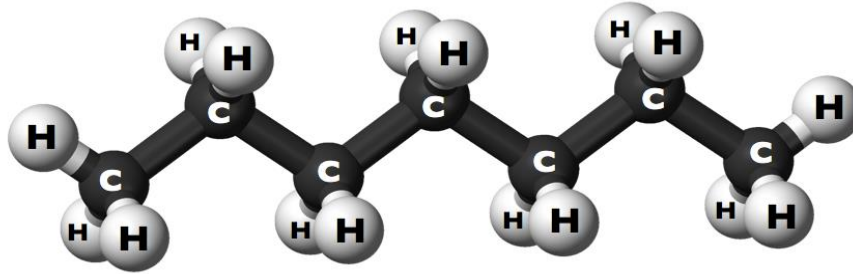
Şekil 2.4. Rpm parametresi (204).

Yükseklik ve derinlik değerlerinin ortalamalarının alınmasının sebebi, yüzey pürüzlülük analizlerinde bazen oluşan ve tek tek ölçüldüklerinde hatalı sonuçlar veren atipik girinti ve yükseltilerin etkisini en az düzeye indirmektir. Rz ve Rpm ISO tarafından önerilen uygulanabilir yüzey pürüzlülük tanımlayıcılarıdır (24).

2.8. Yiyecek Ortamlarını Taklit Eden Sıvılar

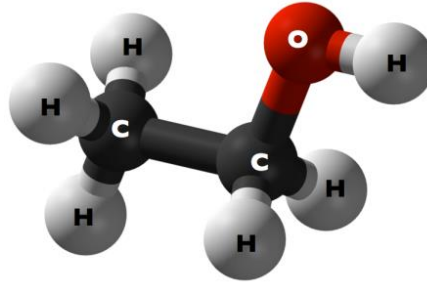
Restoratif materyaller ağız içerisinde zaman içinde bütünlüklerini ve dayanıklılıklarını bozacak çok sayıda olumsuz şarta maruz kalırlar. Bunlar sadece sıkışma, aşınma, gerilme gibi mekanik kuvvetler değildir. Çeşitli kimyasal etkenler de restoratif materyallerin yüzeyini etkileyebilmektedir. Kahve, alkolsüz içecekler, alkollü içkiler, çaylar gibi belli içeceklerin ve hatta su veya florür tüketimi bile materyallerin fiziksel özelliklerini ve estetik görünüşünü etkileyebilir ve restorasyonların kalitesini düşürebilir. Ağız içerisindeki kimyasal maddeler çeşitli ilaçlar, antiseptik solüsyonlar, gargaralar ve diyeti oluşturan yiyecekler ve içeceklerden de kaynaklanabilir. Gıda maddelerinin kimyasal aksiyonunu taklit etmek için kullanılacak kimyasallar veya yiyeceklerin etkilerini taklit eden likitler FDA tarafından belirlenmiştir. Bunlar, heptan, su, sitrik asit ve çeşitli konsantrasyonlardaki etanol/su solüsyonlarını içerir (28, 67, 212).

Heptan, tereyağı, yağlı etler ve bitkisel yağları taklit eder. Molekül formülü C_7H_{16} olup 100,20 molekül ağırlığındadır ve petrolden elde edilen bir hidrokarbondur (Şekil 2.5.). Heptan buharlaşabilen ve kolayca tutuşabilen bir sıvıdır, suda çözünmez, alkol, kloroform ve eterde çözünür.



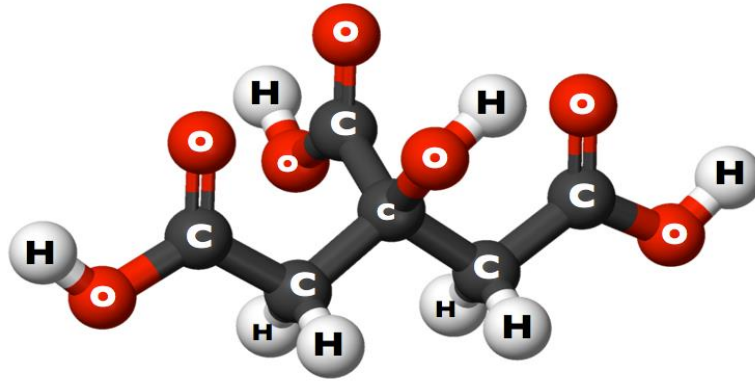
Şekil 2.5. Heptan molekülü (28).

Ethanolün molekül formülü C_2H_6O şeklinde olup, molekül ağırlığı 46.07 dir (Şekil 2.6.). Renksiz, berrak görünümlü, buharlaşabilen ve kolayca tutuşabilen, higroskopik bir sıvıdır. Su ile karışabilir. Nişasta, şeker ve diğer karbonhidratların fermentasyonu yoluyla üretilbileceği gibi, alkollü içkilerdeki etilen, asetilen ve sülfitten de üretilir. Ayrıca metanın oksidasyonu ve etil sülfidin hidroliziyle de üretilbileceği belirtilmiştir (28, 67).



Şekil 2.6. Ethanol molekülü (28).

$C_6H_8O_7$ molekül formülüne sahip olan sitrik asit; 210,1 molekül ağırlığında olup, beyaz, kristalin toz, renksiz kristaller veya granüller şeklindedir (Şekil 2.7.). Alkol, kloroform, eter ve suda çok iyi çözünür. Endüstriyel olarak şeker pekmezi gibi şeker eriyiklerinden üretilen, başta turunçgiller olmak üzere birçok meyvede de yüksek miktarlarda bulunan bir organik asittir. Ayrıca meyve suları ve meşrubatlar da sitrik asit ihtiva eder. Efervesan tuzlar, farmakolojik şuruplar, efervesan tozlar ve tabletlerde ekşilik vermek için, peynir yapımında pH'ı ayarlamak için ve antioksidan olarak, meşrubatlarda, marmelat, reçel ve şekerlemelerde ekşilik sağlamak için kullanılabileceği bildirilmiştir (67).



Şekil 2.7. Sitrik asit molekülü (28).

Etanol solüsyonu, sitrik asit ve laktik asitler, alkol içerikli belirli içecekler, meşrubatlar, sebzeler, meyveler, şekerleme ve şurupları taklit eder (28).

Oral kavitedeki ortam muhtemelen, daha yıkıcı özelliğe sahip çözücüler ve su arasında, nispeten etanolden daha az yıkıcı özelliktedir (212). Literatür gözden geçirildiğinde, materyal teknolojilerindeki gelişmeler doğrultusunda yeni geliştirilen ve rutin kullanıma girmeye başlayan CAD/CAM materyallerinin yüzey özellikleri üzerine, yiyeceklerin çözücülük özelliklerini taklit eden çeşitli likitlerin etkisini değerlendiren bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu çalışmanın amacı farklı beslenme tiplerini taklit eden sıvılar içerisinde

belirli sürelerde bekletilen ve ardından da diş fırçalama deneyi uygulanan CAD/CAM restoratif materyallerinin yüzey özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

2.9. Materyallerde Diş Fırçalamaya Bağlı Meydana Gelen Yüzey Değişimleri

Diş fırçalamaya bağlı oluşan yüzey değişimleri ve dişeti çekilmesinin meydana gelmesinin ve şiddetinin, fırçalama tekniği, fırçalama süresi ve sıklığı, diş macununun kimyasal özelliği ve aşındırıcı etkisi, diş fırçası kıllarının sertliği ve yapısı gibi pek çok çeşitli faktöre bağlı olduğu bildirilmiştir (2, 90, 142). Diş hekimleri tarafından kabul edilen, iyi bir ağız hijyeni sağlamak için 4 temel alışkanlığın olması gerekliliğidir. Bunlar; her gün 2 kez 2 dk. boyunca diş fırçalama, diş ipi kullanımı, floridli diş macunu kullanımı ve düzenli diş hekimi kontrolüdür. Çoğu diş hekimi hastalarının ya hatalı diş fırçalama tekniğine bağlı olarak ya da yeterli süre diş fırçalama yapmamalarına bağlı olarak fırçalamalarının etkin olmadığını belirtmektedirler. Elektrikli diş fırçaları bu iki eksik yönü tamamlamak üzere tasarlanmışlardır (18, 129, 135, 151, 200).

İlk elektrikli diş fırçası II. Dünya Savaşı sonrasında İsviçre’de geliştirilmiş, Broxodent ismiyle 1960 yılında Amerika’da piyasaya sunulmuştur. 1961 yılında General Elektrik firması şarjlı kablosuz diş fırçalarını tanıtmıştır. 1987 yılında evde kullanıma uygun rotasyon hareketiyle çalışan ilk elektrikli diş fırçası Interplak ismiyle piyasaya sunulmuştur (151). Manuel diş fırçaları ile karşılaştırıldığında ilk ticari olarak ulaşılabilir elektrikli diş fırçaları, manuel fırçalara üstünlük sağlayamamış ve mekanik yapılarında bozulma problemleri nedeniyle tanıtımlarında elde edilen satış performansı zamanla azalmıştır (18, 43).

Günümüzde pek çok sayıda elektrikli diş fırçası marketlerde yerini almıştır. Bu ürünler fırça başının şekli, büyüklüğü, hareket mekanizması ve hızı ile çeşitlilik göstermektedir. Bazıları kronometre gibi ilave özelliklere sahiptir. Elektrikli diş fırçası teknolojisi genel olarak dört kategoride sınıflandırılabilir; rotasyonlu, karşı rotasyonlu (counter-rotational), yan yana (side-to-side) ve titreşimli-rotasyonlu. Elektrikli diş fırçalarının hareket mekanizması da mekanik, sonik ya da iyonik olarak sınıflandırılabilir (46, 151).

Modern elektrikli diş fırçalarının uzun vadede hastaların oral hijyen motivasyonunu arttırdığı bildirilmektedir. Warren P. ve ark. sürekli zayıf uyum gösteren periodontitisli hastaları inceledikleri çalışmalarında; manuel bir diş fırçasını kullanmayı bırakıp elektrikli bir diş fırçasını kullanmaya başlamanın plak seviyesini azalttığını ve bu azalan seviyenin 12 ve

36 aylık bir süreçte korunduğunu bildirmişlerdir. Elektrikli diş fırçalarının hasta motivasyonunu anlamlı derecede arttırdığını ve hastaların bu yeni fırçalara olumlu yaklaştıklarını belirtmektedirler (199). Elektrikli diş fırçalarının günlük kullanımlarının en az manuel fırçalar kadar güvenli olduğu da çalışmalarda belirtilmiştir (151).

Diş Fırçalama Simülasyonu

Aşınma, son derece karmaşık bir mekanizma olduğundan analizi zordur. Klinik araştırmaların pahalı ve zaman alıcı olmasının yanı sıra bu araştırmalar sırasında zor ve karmaşık ölçüm problemleri ile de karşılaşmaktadır. Bu nedenle araştırmacılar, diş hekimliğinde kullanılan materyallerin klinik aşınma derecelerini tahmin edebilmek için laboratuvar çalışmalarını geliştirmeye yönelmiştir (90, 152). Laboratuvar çalışmaları materyallerin aşınma mekanizmalarının anlaşılabilmesini sağlamaktadır. Ancak birçok değişken olması nedeniyle, ağız ortamını tümüyle taklit edebilecek bir in-vitro sistem henüz bulunmamaktadır (45, 103, 152, 193).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin in-vitro mekanik aşınma testleri; diş fırçalama test cihazları ve çiğneme simülatörü test cihazları kullanılarak iki şekilde yapılabilmektedir (92). Diş Fırçalamaya bağlı oluşan aşınmanın değerlendirilmesi için kullanılan standart laboratuvar testlerinde çeşitli diş fırçalarının takıldığı makineler kullanılmaktadır. Bu cihazlarda ileri-geri uygulanan darbenin uzunluğu, darbe sayısı ve fırçanın uyguladığı basınç ayarlanabilmektedir. Deneyin amacına bağlı olarak mine, dentin veya restoratif materyal fırçalanmakta ve fırçalama sırasında ara madde olarak, distile su, deiyonize su veya yapay tükürük kullanılabilmektedir (16, 103, 193).

Aşınma çalışmalarında genellikle, aşınma sonucu oluşan madde kaybı ölçülmektedir. Çalışmalarda, aşınma sonrasında dişte veya restoratif materyalde görülen yüzey değişimleri daha az incelenmiştir. Madde kaybı ölçümü, sonuçların karşılaştırılması için temel bir yöntem olarak düşünülmektedir (92, 214). Ancak yüzey değişimlerinin incelenmesi, gelecekte oluşabilecek madde kaybını öngörebilmek için yararlı bir yöntemdir (64). **Hassas terazi (analitik balans)** ile aşınma öncesi ve aşınma sonrası ağırlık ölçümü yapılarak, oluşan madde kaybı saptanabilir. Ancak bu tekniğin yüzey değişimi hakkında bilgi vermediği için tümüyle güvenilir bir yöntem olmadığı bildirilmiştir (95). Taramalı elektron mikroskobu değerlendirmesinin, aşınma mekanizmasının ve yüzey değişikliklerinin araştırılmasına yardımcı olmak için son derece faydalı bir yöntem olduğu bildirilmektedir. Bu teknik, aşınma çalışmalarında kullanılan en eski yöntemlerden birisidir. Taramalı elektron mikroskobunda

örnek yüzeyine elektron saçılarak görüntü alınır. Elde edilen sonuçlarla da yüzey topografisi ve kompozisyonu hakkında bilgi sahibi olabileceğimiz araştırmalarda belirtilmektedir (16, 64).

Araştırmalarda, laboratuvar çalışmalarından elde edilen sonuçlar ile klinik olarak elde edilen sonuçlar arasındaki ilişki birbirini desteklemeyebilir. İn-vitro araştırmalarda, çeşitli deney düzenekleri ve ölçüm sistemleri kullanıldığı için farklı çalışmaların sonuçlarını birbirleriyle kıyaslamak mümkün olamamaktadır. Bu nedenle her çalışmanın sonucunun kendi içinde kıyaslanmasının en doğru yol olduğu bildirilmiştir (177).

Diş Macunları ve Aşındırıcı Etkileri

Diş macunu, dişlerin ulaşılabilir yüzeylerinin temizlenmesi amacıyla diş fırçası ile birlikte kullanılan madde olarak tanımlanmaktadır. İçeriğinde abrazyivler, aroma verici karışımlar ve köpük oluşturan ajanlar bulunmaktadır. Macunlar genel olarak su, nemlendiriciler ve kalınlaştırıcı ajanlar veya birleştiriciler içeren sentetik deterjanlar olarak tanımlanırlar (50, 206).

Diş macunlarının en önemli fonksiyonu, diş yüzeylerini temizlemektir. Bu temizleme fonksiyonu, plak eliminasyonu ve gıda artıklarının uzaklaştırılması ile sağlanır. Diş macunları yapısında bulunan aşındırıcılar yardımıyla diş lekelerini çıkarmada fiziksel yolla fonksiyon görürler. Aşındırıcılar diş kaynaklı diş renklemelerinin kontrolünde zorunlu kullanımı olan maddelerdir (50). İdeal diş macunu düşük aşındırıcı özellikte ve tübülleri tıkayıcı karakterde olmalıdır. Aşındırıcı sistem, sıvıda çözünmeyen, inert, nontoksik ve tercihen beyaz olmalıdır. Diş macunu yapısında sıklıkla kullanılan aşındırıcılar şunlardır: Kalsiyum karbonat, dikalsiyum fosfat dihidrat, kalsiyum pirofosfat, silika, sodyum bikarbonat (103). Diş macunlarının aşındırıcılık derecesi; RDA (dentin üzerindeki aşındırıcılık) değeriyle belirlenir. Macunların aşındırıcılığını test etmek için geliştirilen ISO standartlarında referans RDA değeri; 100 olarak belirlenmiştir (98). Diş macunlarının aşındırıcılığı içerdiği aşındırıcıların sertliği, aşındırıcıların tanecik büyüklüğü ve tanecik şekline bağlıdır. Ancak başka özellikler de diş macununun aşındırıcılık potansiyelini etkileyebilir. Diş fırçalama tekniği, diş fırçasının baskısı, fırça kıllarının sertliği, fırçalama esnasında fırça darbelerinin yönü ve sayısının da aşınmayı etkileyen faktörler arasında olduğu bildirilmiştir (50, 102, 206).

Tükürüğün Ağız İçindeki Aşınmaya Etkisi

Tükürük, oral kavitede bulunan sert ve yumuşak dokuların bütünlüğü, korunması, oral fonksiyonların devamı, gibi işlevlerinin yanında, bireyin günlük hayatını sağlıklı ve rahat bir şekilde devam ettirebilmesinden de sorumlu olan multifonksiyonel bir sıvıdır. Oral kaviteye salgılanan, tükürük bezlerinden gelen primer tükürük, dişeti oluğu sıvısı, nasal kavite ve farenksten gelen mukus, oral kavitede yer alan mikroorganizmalar, besin artıkları ve deskuamöz epitelyal hücre artıklarının bütününe tükürük denilmektedir (6).

Tükürüğün fonksiyonları arasında, konuşmayı kolaylaştırıcı fonksiyonu, tat almaya yardımcı olma fonksiyonu, sindirime yardımcı olma, mukozayı koruma, tamponlama, doku tamiri ve antimikrobiyal etki fonksiyonu bulunmaktadır (122).

Tükürük, kimyasal özelliklerini yapısında bulunan organik ve inorganik bileşenlerinden almaktadır. Tükürüğün yapısında bulunan organik yapılar; enzimler, glikoproteinler, proteinler, kan grubu maddeleri, azot içeren yapılar ve hormonlardır. Tükürüğün içeriğinde bulunan inorganik yapılar ise kalsiyum, fosfat, hidrojen karbonat, flor, tiosiyanat, sodyum, potasyum, klor ve bakırdır (17, 55).

Glikoproteinler diş sert dokularının yüzeyini ve oral mukozayı kayganlaştırıcı etkiye sahiptir. Tükürüğün kayganlaştırıcı özelliği, içerisinde bulunan prolinden zengin glikoproteine ve musinlere bağlanmaktadır. Çiğneme fonksiyonu sırasında; tükürüğün kayganlaştırıcı özelliği nedeniyle, temas eden yüzeylerde sürtünmeyi ve aşınmayı azaltacağı bildirilmiştir (122).

Tükürük tamponlama kapasitesi, asitlerin nötralize edilmesi açısından dişleri erozyona karşı koruyan önemli bir faktördür. İçeriğindeki fosfat ve bikarbonat iyonları tükürüğün tamponlama özelliğini sağlamaktadır. Tükürük akış hızı miktarı, ağız içindeki eroziv ajanların temizlenmesi ve ortamdan uzaklaştırmasında etkili bir faktördür. Tükürük, mineyi asit demineralizasyonuna karşı koruyan pelikül oluşturmaktadır. Pelikül tabakasının mine yüzeylerini erozyona karşı koruduğu bildirilmiştir (6, 17, 55, 122).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve İTÜ Kimya-Metalurji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

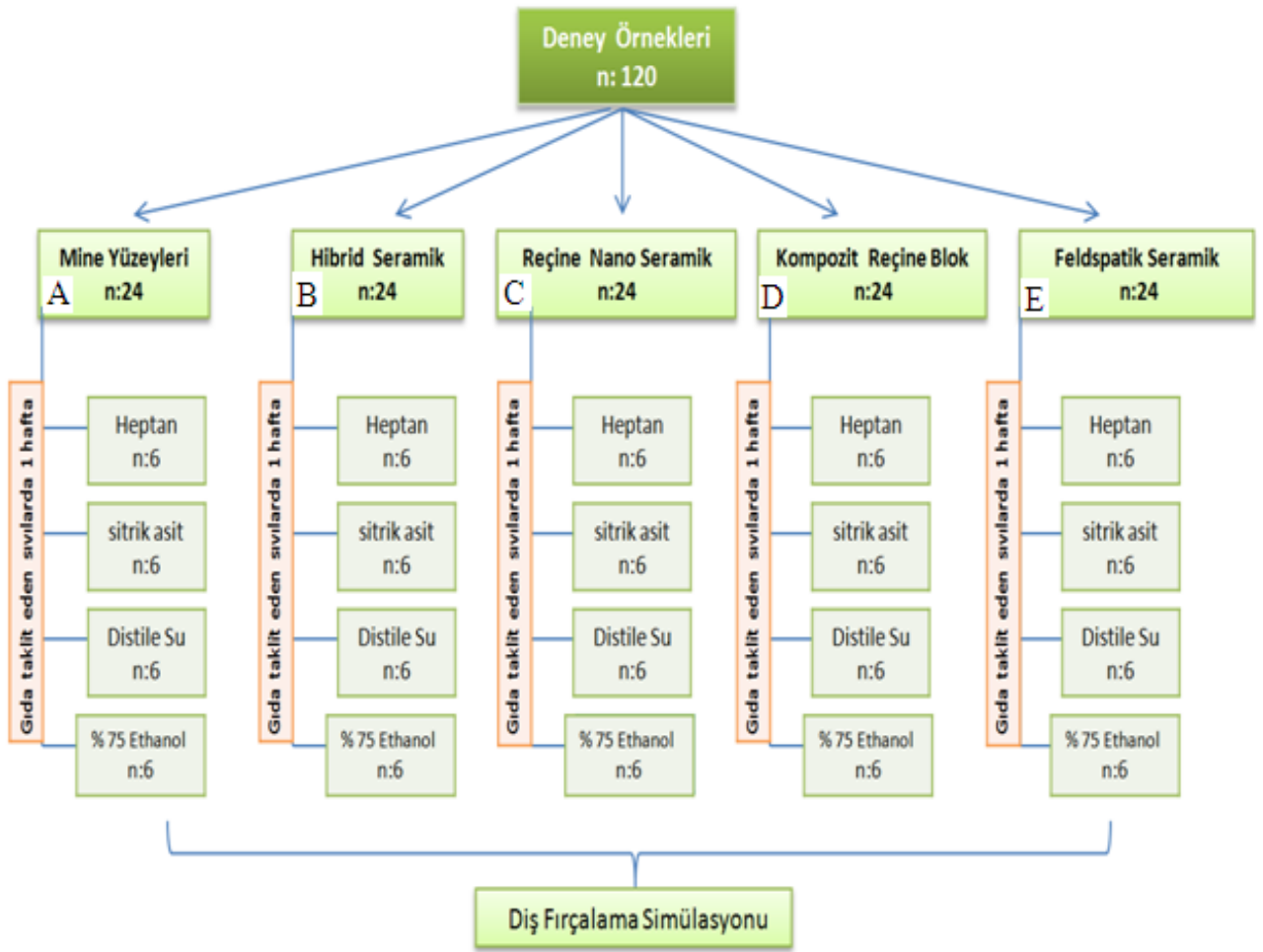
Çalışma için; İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Yerel Etik Kurul'undan 27.05.2014 tarihli 783-2692 sayılı yazısı ile çalışmanın etik yönden bir sakınca taşımadığı, uygulamaya konulabileceğini belirten onay raporu alındı.

3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

Reçine nano seramik materyallerin yüzey özelliklerini diğer restoratif materyaller ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi amaçladığımız çalışmamızda, materyallerin ağız ortamında kullanımı sonucunda yüzey özelliklerinde meydana gelen değişimleri değerlendirebilmek için deney örneklerinin farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletilmesinin ardından her bir deney grubuna diş fırçalama simülasyonu uygulandı.

Farklı yiyecek ortamlarında bekletme ve diş fırçalamanın materyallerin yüzey özelliklerine etkisini değerlendirebilmek için örnekler Vickers mikrosertlik testi ve profilometrik analiz yapıldı. Malzemedeki deney öncesi ve sonrası ağırlık değişiminin karşılaştırılabilmesi için hassas terazi ile deney örneklerinin ağırlık ölçümleri yapıldı. Çalışmanın sonuçlarını görsel olarak desteklemek ve aşınma mekanizmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla örnekler taramalı elektron mikroskopunda farklı büyütme ölçeklerinde incelendi.

Çalışmamızda 4 farklı CAD/CAM bloğu ve doğal diş minesi kullanıldı. Reçine nano seramik (Lava™ Ultimate; 3M ESPE, Seefeld/ Germany), hibrid seramik (VITA Enamic; VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen/ Germany), feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II; VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen/ Germany) ve reçine esaslı kompozit bloklardan (Paradigm™ MZ 100; 3M ESPE, St. Paul/MN,USA) 24' er adet olmak üzere toplam 120 adet örnek hazırlandı. Deney örnekleri, 6' şar adet örnek içeren 4 alt gruba ayrıldı (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.

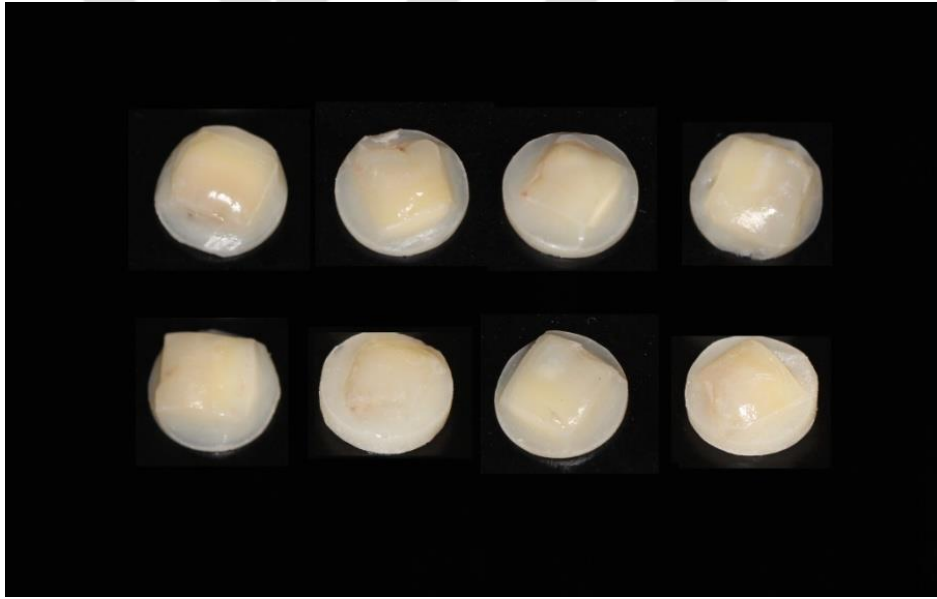
Çalışmanın çeşitli safhalarında standardizasyonu sağlamak amacıyla ISO TR 6872 Diş Hekimliği Seramik Malzemeleri Standardı' na başvuruldu. Deney örneklerinin şekil ve boyutları, Uluslararası Standartlar Enstitüsü'nün (ISO) önerdiği standarta göre belirlendi. Örnek standardizasyonu ve uygulama kolaylığı sağlamak amacıyla 10 mm. çap ve 3 mm. yüksekliğinde silindirik şekilli örnekler hazırlandı.

3.1.1. Doğal Diş Mine Yüzeylerinin Hazırlığı

In-vitro olarak gerçekleştirdiğimiz çalışmamızda; 24 adet üst çene sanral kesici diş kullanıldı. Bu dişler son 3 ay içerisinde 20-50 yaş arası bireylerden genellikle periodontal nedenlerle çekilen, yüzeyinde herhangi bir çürük lezyonu, defekt, kavite veya restorasyon bulunmayan dişlerden seçildi. Dişler üzerindeki doku artıkları Ultrasonic Scaler (Cavitron

SPS, Dentsply, York, PA, A.B.D.) ile temizlendikten sonra dişler % 4' lük sulandırılmış formalin solüsyonunda pH 7' de üç ay süreyle saklandı.

Mine yüzeylerinin elde edilmesi için çürüksüz ve düzgün yüzeyli santral kesici dişler distile su ile yıkandıktan sonra, elmas frezler yardımı ile mine-sement sınırının hemen altından, kuron kısımları köklerinden horizontal yönde kesilerek ayrıldı. Su soğutması altında her birinin labial yüzeyinden 8×6 mm boyutlarında dikdörtgen dilimler kesildi. Alınan örnekler; 10 mm çapında 3 mm yüksekliğinde silindirik şekilli silikon kalıplar kullanılarak, kendi kendine polimerize olan akrilik reçine (EDE Temdent Cold Curing Dental Polymer A2, GDF GmbH, Almanya) bloklara yerleştirildi (Şekil 3.1). Mine yüzeyleri akrilik reçine yüzeyinden 1 mm uzakta olacak şekilde silikon kalıplara yerleştirildi ve bir gün süreyle sertleşmeye bırakıldı. Mine yüzeylerinin akrilik reçine yüzeyine horizontal yönde tamamen paralel olmasına ve böylece antagonist yüzeyle ideal kontak yüzeyi oluşturmasına dikkat edildi.



Şekil 3.1. Mine örneklerinin reçine bloklara yerleştirilmesi

3.1.2. Materyal Örneklerinin Cerec InLab Yöntemiyle Hazırlanması

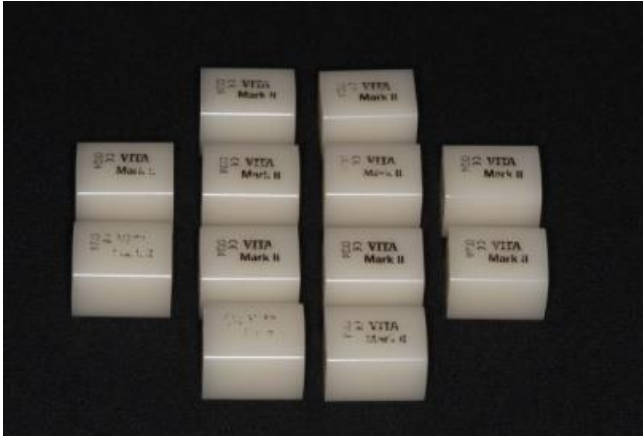
Çalışmamızda doğal diş minesini kontrol grubu olmak üzere CAD/CAM sistemlerinde frezelenmeye uygun olarak üretilen reçine nano seramik, hibrid seramik, feldspatik seramik ve reçine esaslı kompozit bloklar kullanıldı (Tablo 3.2a, 2b) (Şekil 3.2).

Tablo 3.2a. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Örnek Sayıları

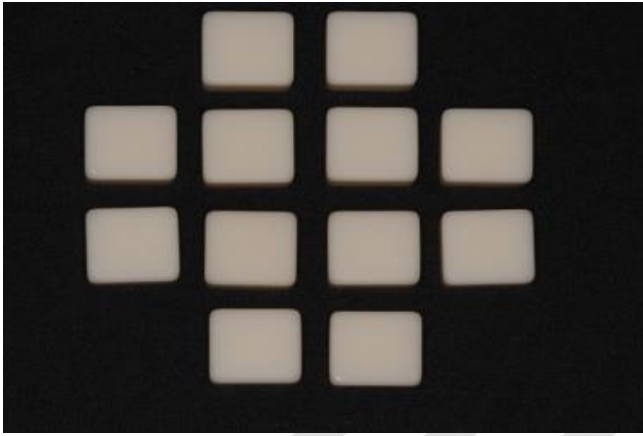
Örnekler	Ürün	Kod	Sayı	Firma
Mine Yüzeyleri	-	A	24	Çekilmiş Diş
Reçine nano seramik	Lava™ Ultimate	B	24	3M ESPE, St.Paul/MN,USA
Hibrid seramik	VITA Enamic	C	24	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany
Feldspatik seramik	Vitablocks Mark II	D	24	VITA Zahnfabrik
Kompozit reçine blok	Paradigm™ MZ 100	E	24	3M ESPE

Tablo 3.2b. Restoratif Materyallerin Yapısı

Materyal /Üretici Firma	Yapısı
Paradigm™ MZ100 3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA ve TEGDMA reçine matris, % 85 oranında 0,6 µm zirkonya- silika partiküller
Lava™ ULTIMATE 3M ESPE, St. Paul, MN, USA	% 20 reçine matris, % 80 oranında 20 nm silika nanomerler ve 4-11nm zirkonya nanomerler
Vita ENAMIC VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany	UDMA ve TEGDMA reçine matriks, % 86 oranında seramik matris; 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), KaO (< %1).
Vitablocks Mark II VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany	SiO ₂ (% 56-64), Al ₂ O ₃ (% 20-23), Na ₂ O (% 6-9), K ₂ O (% 6-8), CaO (% 0,3-0,6), TiO ₂ (% 0,0-0,1)



Vita Mark II



Vita Enamic



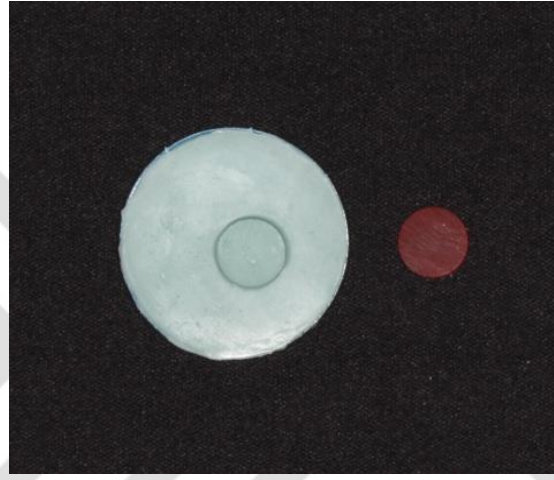
Lava™ Ultimate



Paradigm MZ 100

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan restoratif bloklar

Elde edilecek deney örneklerinin standardizasyonu için 10 mm çapında ve 3 mm kalınlığında karbonize akrilik reçine materyali (Pattern Resin LS, American Inc., Amerika) kullanılarak örnek maketi hazırlandı. Hazırlanan örnek maketi ile silikon kalıp oluşturuldu ve silikon kalıplara ışığı yansıtmayan Tip IV model alçısı (Everest Rock, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda döküldü (Şekil 3.3). CAD/CAM sistemlerinde optik ölçü işlemi için kullanılan tarayıcıların doğru bir şekilde çalışabilmesi için taranan örneğin ışığı yansıtmayan karakterde olması gerekmektedir. Bu nedenle ışığı yansıtmayan Tip IV model alçısı kullanılarak hazırlanan örnek maketi deney örneklerinin üretimi için model olarak kullanıldı.



Şekil 3.3. Silikon kalıp ve örnek maketi

Işığı yansıtmayan tip IV model alçısı (Everest Rock, Kavo Dental GmbH, Viberach, Almanya) kullanılarak hazırlanan örnek maketleri Cerec InLab sistemine özgü indirekt optik ölçü işlemi için kullanılan tarayıcının (CEREC inEOS X5, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) tarama platformuna sabitlendi. InEOS Tarayıcı frezeleme ünitesinden ayrı ve masaüstü bir ünite olarak tasarlanmıştır. Esas olarak, optik ölçü işlemini gerçekleştiren dikey bir parça ile çalışma modelinin konumlandırıldığı xy tablasını taşıyan yatay bir parçadan oluşmaktadır. Optik kamerasının stripe light projection sistemi ile çalıştığı ve lazer tarayıcılara göre çok daha kısa sürede ölçü işleminin tamamlanmasına olanak tanıdığı bildirilmiştir (23). Tasarım öncesinde görüntülerin bilgisayar ekranına aktarılabilmesi için tarama işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Tarama platformuna yerleştirilen maket

Tarama işlemi tamamlandıktan sonra bilgisayar ekranında Cerec yazılımı (Cerec 3D, 4.20V, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılarak sanal maketin sınırları üzerinde gerekli düzeltmeler yapıp, görüntü aşındırma ünitesine (Cerec in-Lab MC XL, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) aktarıldı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Tasarımı tamamlanan deney örnekleri

Çalışmamızda, Cerec Sisteminde aşındırılmaya uygun olarak üretilmiş olan reçine nano seramik (Lava™ Ultimate; 3M ESPE, Seefeld/ Germany), hibrid seramik (VITA Enamic; VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen/ Germany), feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II; VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen/ Germany) ve reçine esaslı kompozit

(Paradigm™MZ 100; 3M ESPE, St. Paul/MN, USA) bloklar sırasıyla aşındırma ünitesine yerleştirildi ve deney örneklerinin aşındırılma işlemi gerçekleştirildi. Toplam 96 adet 10,0 mm çapında ve 3,0 mm kalınlığında silindir şekilli örnek hazırlandı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. InLab MC XL aşındırma ünitesi

Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanacağımız akrilik reçine bloklara yerleştirilmiş olan **Grup A** (mine yüzeyleri)'daki deney örneklerinin yüzeyi su soğutması altında 800 - 1200 gritlik SiC zımpara kağıtları (Water Proof Silicon Carbide Paper, Struers, Erkrath, Almanya) kullanılarak zımparalama-parlatma makinesinde (LaboPol-5, Struer, Danimarka) düzleştirildi ve elmas sprej kullanılarak (3-1 µm; Masterpolish, Polishing Suspension, Buehler, USA) cilalandı. Grup A' daki tüm deney örneklerinin karşıt yüzeyleri horizontal düzleme paralel olacak şekilde aynı yolla hazırlandı. Her bir blok 20 sn boyunca distile su ile yıkandı, basınçlı hava ile kurutuldu ve mine blokları ışık mikroskobu altında olası yüzey kusurları açısından incelendi.

Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) kullanılarak 4 farklı CAD/CAM bloğundan frezelenerek hazırlanan deney örneklerini cilalamak için yüzey işlemleri uygulandı. Standart bir yüzey elde edebilmek için örneklerle, benzer çalışmalarda uygulanan protokole uygun olarak (171) zımpara makinesinde (LaboPol-5, Struer, Danimarka) 300 rpm sabit devirde, 1200 grid' lik SiC zımpara kağıdı (Water Proof SiC Paper, Struers, Erkrath, Almanya) ile su soğutması altında 10 sn süreyle zımparalama işlemi yapıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Zımparalama cihazı

Zımparalama işlemi tamamlandıktan sonra tüm örnekler 20 saniye boyunca distile su ile yıkandı ve 30 saniye hava spreyi ile kurutuldu. Böylece cila işlemi uygulanacak yüzeylerin pürüzsüz olması sağlandı.

Örneklerin tamamına üretici firmaların talimatları doğrultusunda cila işlemi uygulandı. **Grup B** (Reçine Nano Seramik)' deki deney örneklerinin cilalanması için üretici firmanın önerdiği Sof-Lex™ polisaj diskleri (Sof-Lex™ Contouring and Polishing Discs; 3M ESPE, St. Paul/MN, USA) kullanıldı. Sof-Lex™ polisaj diskleri (2 sarı disk + 2 süper ince mavi disk) aynı araştırmacı tarafından 10.000 rpm sabit devirde sırasıyla 20 şer saniye aynı yönde her bir örnek yüzeyine uygulanarak deney örneklerinin cila işlemi tamamlandı.

Grup C (hibrid seramik)' deki deney örneklerinin cilalanması için üretici firma tarafından özel olarak geliştirilen Vita Enamic glazür likiti (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı. Glazür likiti yüzeye uygulandıktan sonra Vita tarafından tavsiye edilen polimerizasyon cihazında (Hager Werken Speed Labolight, Duisburg, Almanya) 10 dk. süreyle polimerize edildi (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. VITA Enamic glazür likiti ve polimerizasyon fırını

Grup D (feldspatik seramik)’ deki örnekler üretici firmanın önerisi doğrultusunda tavsiye edilen glazür programı takip edilerek glazür işlemi uygulandı. Glazür pastası ve likidi (VITA Akzent, Bad Säckingen, Almanya), ince bir cam levha üzerinde karıştırıldı ve homojen bir kıvamda distile su ile temizlenen ve kurulan örnek yüzeyine sürüldü. Glaze tabakasının kalın olmamasına dikkat edildi. Tüm örnekler, özel bir tabla üzerinde IPS Programat P90 fırınına yerleştirildi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Glazür uygulaması ve IPS Progromat P90 seramik fırını

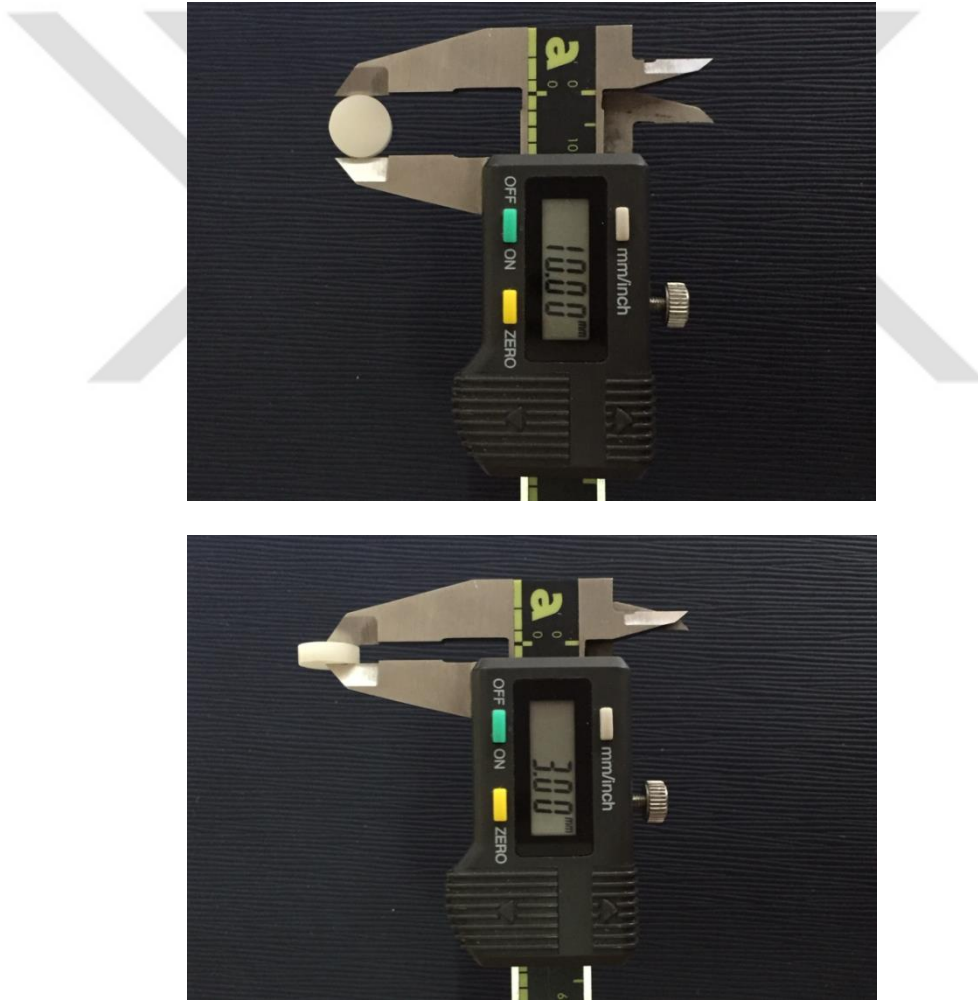
Firmanın önerdiği fırınlama programı ile glazür işlemi gerçekleştirildi, örnekler soğuduktan sonra fırından çıkartıldı (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Glazür programı.

Seramik	Başlangıçsıcaklığı (°C)	Sıcaklıkartışı (dk)	En yükseksıcaklık
Glazür	403 °C	50 °C	830 °C

Grup E (kompozit reçine blok)’deki deney örneklerinin polisajı için Sof-Lex™ polisaj diskleri (Sof-Lex™ Contouring and Polishing Discs; 3M ESPE, St. Paul/MN, USA) kullanıldı. Örneklerin polisajı, setin içerisinde yer alan 4 farklı diskin (2 sarı disk + 2 süper ince mavi disk) her biri dönen bir el aleti (10.000 devir/dk) ile 20 şer saniye uygulanarak tamamlandı. Böylece cila işlemi tamamlanan tüm deney örnekleri, profilometrik analiz ve diğer yüzey özelliklerinin değerlendirilebilmesi için pürüzsüz ve parlak hale getirilmiş oldu.

Tüm deney örneklerinin ışık mikroskopuyla incelenmesinin ardından örnek kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla kontrol edildi (Şekil 3.10). 10,0 mm çapında ve 3,0 mm kalınlığındaki deney örnekleri mikroskobik incelemeler ve başlangıç yüzey değerlendirmeleri yapılmak üzere İTÜ Kimya-Metalurji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarı’na sevk edildi.

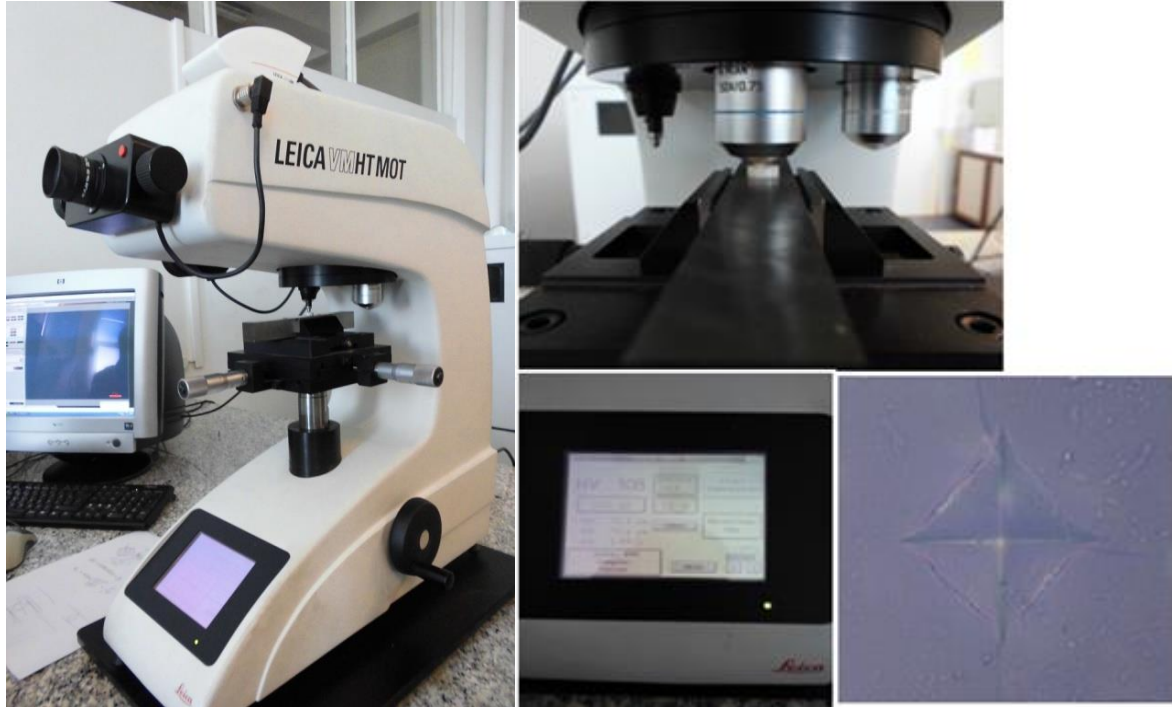


Şekil 3.10. Örneklerin ölçümü

3.2. Yüzey Mikrosertliği Ölçümü

Her deney grubundan iki örneğin Vickers mikrosertlik değerlerinin ölçümü için İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalurji Fakültesi'nde bulunan mikrosertlik ölçme cihazı (Leica VMHT, Leica Almanya) kullanıldı (Şekil 3.11).

Bu test metodunda kare tabanlı, piramit şeklindeki elmas bir uç ile 300 g yük 12 sn boyunca uygulanarak örnek yüzeyinde diagonal bir çentik oluşturuldu. Uygulanan yük kaldırıldıktan sonra, oluşturulan izin her köşesinden diğer köşesine kadar diagonal uzunluğu ölçüldü ve otomatik olarak hesaplanan çentik uzunluklarına bağlı olarak, vickers sertlik değeri cihaz ekranında dijital olarak belirtildi. Her deney örneği için üç farklı noktadan ölçüm yapıldı ve ortalama yüzey mikrosertlik değerleri belirlendi.



Şekil 3.11. Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı

Elde edilen Vickers sertlik değeri aşağıdaki formül kullanılarak cihaz tarafından otomatik olarak hesaplandı

$$VHN = 1.8544 (P/d^2)$$

$$P = \text{Yük, kgf}$$

$$d = \text{çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, } \mu\text{m}$$

Vickers ucuyla yapılan ölçümlerin sonuçları bilgisayar programı ile hesaplandı ve elde edilen Vickers sertlik değerleri (Vickers Hardness Number =VHN) dijital ortama kaydedildi. Cihaza bağlı mikroskoptan 50 defa büyütmeyle elde edilen iz görüntüleri hesaplamada kullanıldı.

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

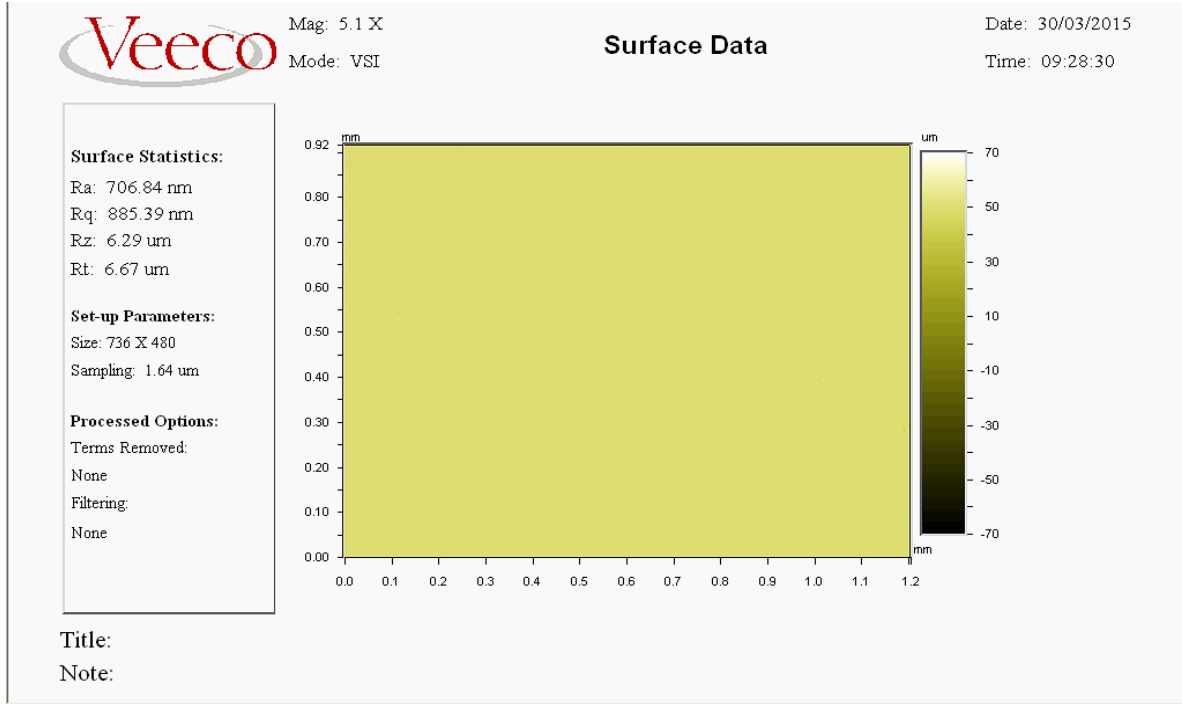
Deney örneklerinin yüzeylerinde deney öncesi ve sonrasındaki olası değişikliklerin karşılaştırılması amacıyla yüzey pürüzlülükleri ölçüldü. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için İTÜ Kimya-Metalurji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Yüzey Teknolojisi Laboratuvarı'ndaki profilometre cihazı Veeco- Wyko NT 1100 Optical Profiling System (Veeco, U.S.A) kullanıldı (Şekil 3.12).



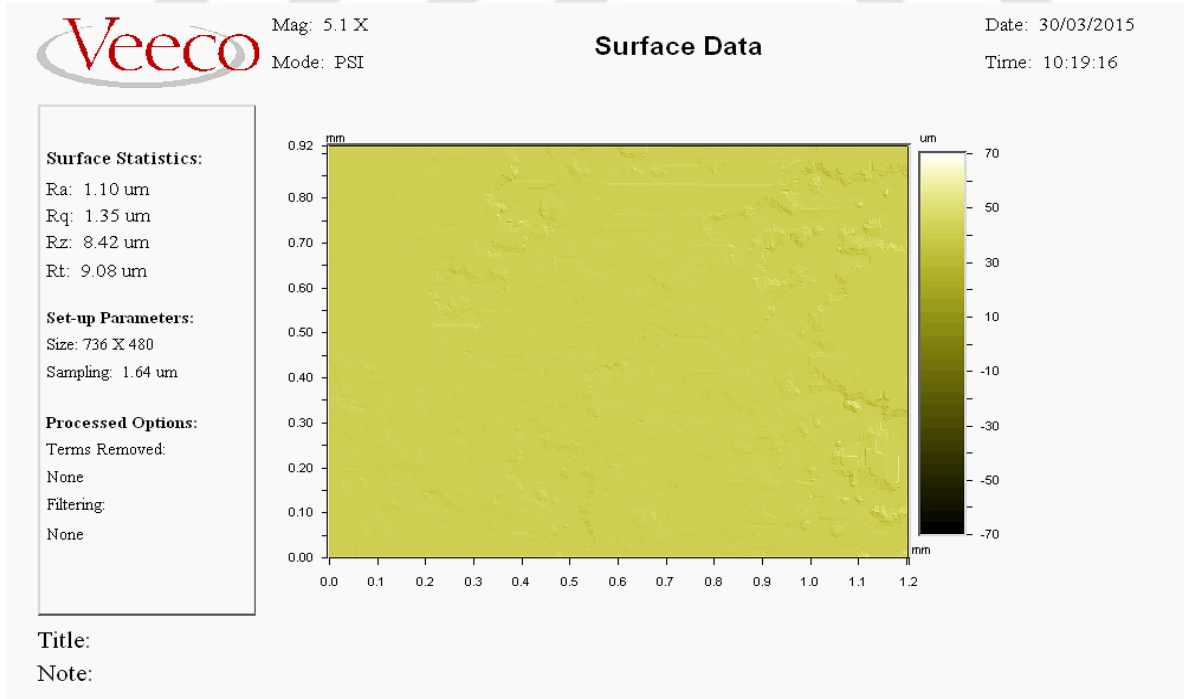
Şekil 3.12. Profilometre cihazı

Tarama mesafesi 400 μm olarak belirlendi. Deney örnekleri optik merceğe paralel olacak şekilde cihazın tablasına yerleştirildi. Profilometrik veriler dijital olarak bilgisayara kaydedildi ve özel bir bilgisayar programı tarafından (Wyko Vision 32, Printkey 2000 V5.10) değerlendirildi. Bilgisayar programı, geometrik profil deformasyonlarını otomatik olarak düzeltti. Bu yolla cilalama hataları kompanse edilmiş oldu. Her bir örneğin profilometrik analizi 3 farklı noktadan alınan tarama sonuçlarıyla elde edildi. Bu ölçümlerden elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak her örnek için ortalama bir yüzey pürüzlülüğü değeri

olan **Ra** değeri kaydedildi. Örneklerin profilometrik analizinden elde edilen iki boyutlu görüntülere ilişkin örnekler şekil 3.13-14’ de yer almaktadır.



Şekil 3.13. Reçine nano seramik örneğin başlangıç yüzey pürüzlülüğünün 2 boyutlu görüntüsü



Şekil 3.14. Fırçalama işlemi uygulanmış reçine nano seramik örneğin yüzey pürüzlülüğünün 2 boyutlu görüntüsü

3.4. Ağırlık Ölçümü

Örnekler hazırlanıp başlangıç yüzey özellikleri değerlendirildikten sonra içerisinde silika jel bulunan desikatörde (Labor-Teknik, İstanbul, Türkiye) oda sıcaklığında 24 saat bekletildi (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Desikatörde bekletilen deney örnekleri

Nemin yapıdan uzaklaştırılabilmesi için desikatörün cam hazne kısmının tabanına silika jel kondu. Genellikle katıların kurutulmasında kullanılan tabanında silika jel vb. nem çekici (desikant) bir madde serili olduğu için nem oranı çok düşük ve ağzı sıkı kapatılabilen özel kaplara "desikatör" denilmektedir. Örnekler havanın rahatça dolaşmasını sağlamak amacıyla delikli kaplara konarak desikatöre yerleştirildi. Desikatörün kapağı hava almasını engelleyecek şekilde sıkıca kapatıldı. Desikatör bekleme süresi boyunca oda ısısında tutuldu. Bu sürenin sonucunda örneklerin kuru ağırlıkları 0,0001 g hassasiyette ölçüm yapabilen elektronik terazide (Sartorius, Werke GMBH Göttingen, Almanya) ölçüldü (m_0) (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Hassas terazi

Ölçüm sırasında ortamdaki hava akımından etkilenmemek amacıyla terazinin her iki tarafında bulunan küçük sürgülü cam pencereler ölçüm boyunca kapalı tutuldu.

Dört farklı CAD/CAM bloğu kullanılarak hazırlanan deney örnekleri başlangıç ağırlıkları ölçüldükten sonra her biri 6 şar adet örnek içeren 4 alt gruba ayrıldı. Örnekler içerisinde farklı yiyecek ortamlarını taklit eden solüsyonların bulunduğu tüplere konarak 7 gün süreyle 36,5°C' de inkübatörde (Incucell 11-Comfort, MMM Group, Almanya) bekletildi (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. İnkübatör

Sürenin sonunda inkübatörden çıkartılan örnekler kurutuldu ve ağırlıkları ölçüldü (m_1) kütleleri kaydedildi. Ölçüm yapılan örnekler tekrar desikatöre yerleştirildi ve oda sıcaklığında 24 saat bekletildi ve ardından sonuç ağırlıkları (m_2) ölçüldü.

3.5. Yiyecek Ortamlarını Taklit eden Sıvıların Hazırlanması

Deney örneklerinin fırçalama deneyi öncesinde depolanacağı farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılar, tam donanımlı bir kimya laboratuvarında hazırlandı (İ.Ü. Eczacılık Fakültesi, Farmasötik Teknoloji ABD). Laboratuvar ortamında yapılan biyokimyasal analizlerde kullanılan suyun, testlerde oluşan reaksiyonlara etki etmeyecek şekilde organik ve inorganik maddelerden arındırılmış su olması gerekmektedir. Bu amaçla öncelikle kontrol grubundaki örnekleri bekleteceğimiz distile su hazır olarak temin edildi. Ardından %75' lik etanol çözeltisi: 50 mL distile su ve 150 mL C_2H_6O (%95'lik etil alkol) kullanılarak hazırlandı. Aşağıdaki kompozisyona sahip pH değeri 3 olan 0,02 M sitrik asit çözeltisi ise 93 mL sitrik asit, 7 mL sodium sitrate ve dilüe etmek için 100 mL distile su

kullanılarak hazırlandı. Heptan solüsyonu hazırlamak için 200 mL bitkisel yağ (mısır özü yağı) kullanıldı (170). Örneklerin bekletileceği sıvı ortamlar için test edilecek yiyecek ortamları belirli kurallara göre ve her örnek için 5 mL sıvı olacak şekilde hazırlandı. Bunun için her solüsyondan 200'er mL hazırlamak yeterli oldu (Tablo 3.4).

Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan solüsyonlar ve taklit ettikleri gıdalar.

SAKLAMA SOLÜSYONU	TAKLİT ETTİĞİ ORTAM
HEPTAN	Margarin, hayvansal ve bitkisel yağ
0.02 M SİTRİK ASİT	İçecekler, meyveler, sebzeler, şekerler
% 75 ETHANOL	Alkollü içecekler, gargaralar
DİSTİLE SU	Ağzın nemli ortamı

3.6. Örneklerin Yiyecek Ortamlarını Taklit Eden Sıvılarda Bekletilme İşlemi

Çalışmamızda solüsyonları yapay tükürük ilave etmeden kullandık. *In vitro* olarak yürüttüğümüz çalışmamızı, *in vivo* şartlara uygun olarak yapabilmek için sıvılarda bekletme sürelerini belirlerken bazı kriterleri göz önünde bulundurduk;

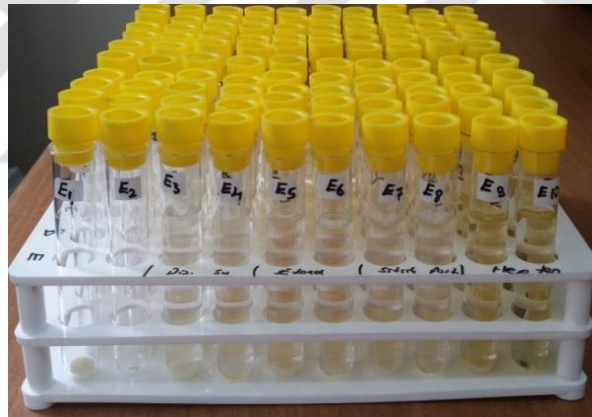
- Günlük ortalama içecek tüketimi (ortalama 3 bardak / 300 mL)
- Bir içeceğin ortalama içilme süresi (1 bardak / 200 mL için 15 dakika)
- Yutma işlemi gerçekleştikten sonra ağızda kalan içecek miktarı (1 mL'den az)
- İçeceklerin tükürük ulaşmadan ağızdaki doku ve restorasyonlar ile temas miktarı 20 saniyedir.

Restorasyonların 6 aylık kullanımı sonucundaki yüzey değişimlerini değerlendirmeyi amaçladığımız çalışmamız için, kullandığımız materyalleri de göz önünde bulundurarak bu 6 aylık süreyi simüle edebileceğimiz bir sıvı içinde bekletme süresi belirledik. Prof. Dr. J. Anthony Von Fraunhofer'in önerileri doğrultusunda çalışmamızda kullandığımız seramik, reçine nano seramik, hibrid seramik ve kompozit reçine materyalleri de göz önünde bulundurarak belirlediğimiz, örnekleri sıvı içinde bekletme süreleri ve simüle ettikleri zaman süreçleri tablo 3.5' te gösterildiği şekildedir (70).

Tablo 3.5. Solüsyonlarda bekletme ve eşdeğer restorasyon kullanım süreleri (70).

Sıvı içinde bekletme süresi	Eşdeğer Restorasyon Kullanım Süresi
336 dakika (5,6 saat)	1 Hafta
24 saat	1 Ay
72 saat (3 gün)	3 Ay
168 saat (7 gün)	6 Ay

Her deney grubundaki 24 adet silindir şeklindeki örnek; eşit sayıda örnek içeren 4 alt gruba ayrılarak deney süresince yiyecek ortamlarını taklit eden solüsyonlarda (etil alkol, sitrik asit, heptan, distile su) bekletildi. Örnekler 5 mL’lik, kapaklı plastik tüplerde tek tek muhafaza edildi. Hazırlanan sıvılar her tüpe 5 mL olacak şekilde koyuldu (Şekil 3.18). Deney süresince bütün örnekler ağız ortamını taklit etmek üzere 36,5°C sıcaklıkta, karanlık bir ortamda (Incucell 11-Comfort, MMM Group, Almanya) 7 gün boyunca bekletildi.

**Şekil 3.18.** Yiyecek ortamlarını taklit eden sıvıların yer aldığı deney tüpleri

Örneklerin Ağırlık ve Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Sıvı içinde bekleme sürelerinin sonunda solüsyonlardan alınan örnekler distile su içerisinde 5 dk. süreyle ultrasonik olarak temizlendikten sonra hava spreyi ile kurutuldu ve ölçümler için hazır hale getirildi. Sürenin sonunda etüvden çıkartılan örneklerin öncelikle ağırlıkları ölçüldü (m_1) kütleleri kaydedildi. Test örneklerinin yüzeylerinde deney öncesi ve sonrasındaki olası değişikliklerin karşılaştırılması amacıyla yüzey pürüzlülüğü ve sertliği ölçümleri yapıldı.

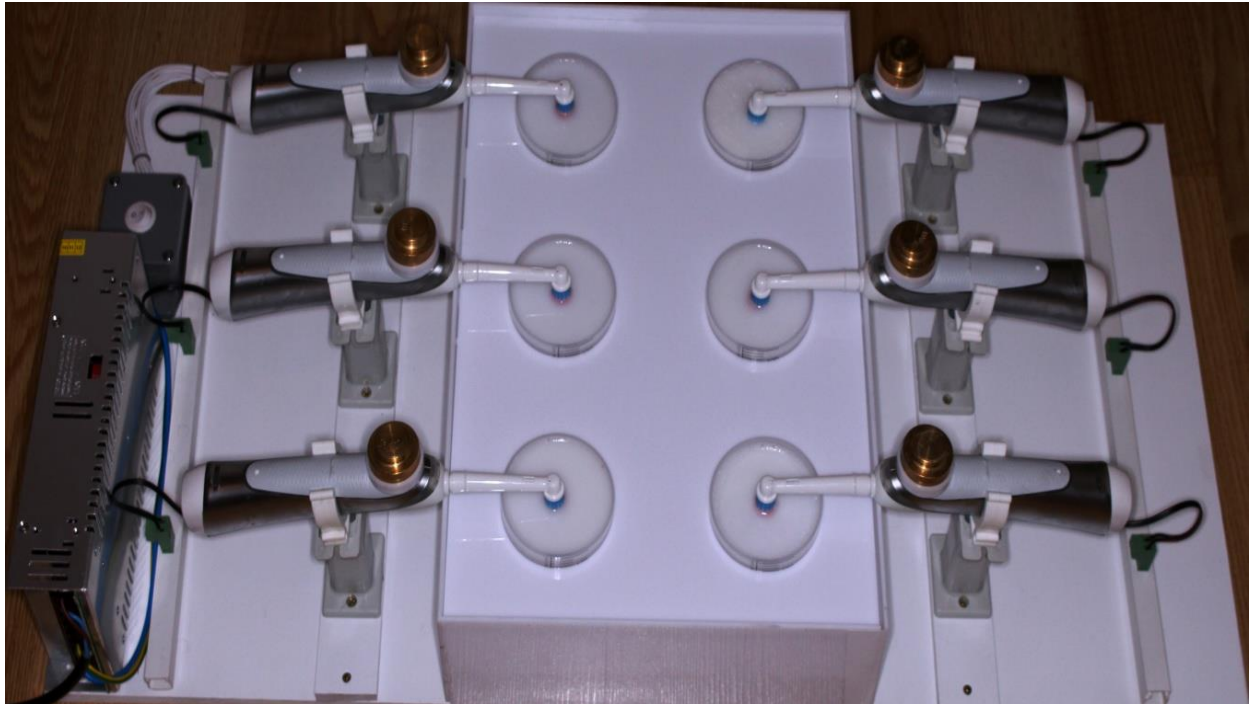
Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için profilometre cihazı kullanıldı. Örneklerin yüzey sertliği ölçümü için ise uygulanacak yük miktarının ve uygulama zamanının kontrol

edilebildiği mikrosertlik cihazı (Leica VMHT, Leica Almanya) kullanıldı. Cihaza yerleştirilen örnekler oda ısısında 300 g yük 12 sn uygulanarak her örnek yüzeyinden üçer adet ölçüm yapıldı. Her örnek için yapılan üç ölçümün ortalamaları alındı. Solüsyonlarda bekletme işleminden sonra aynı bölgeden ölçüm yapabilmek için, örnek cihazın tablasına yerleştirildikten sonra, mikroskopta bir önceki ölçüm izleri arandı ve yeni ölçümler bu izlere en yakın aralıkta yapıldı. Örnek yüzeyine dik konumlandırılmış Vickers ucuyla yapılan bu ölçümlerin sonuçları bilgisayar programı ile hesaplandı ve elde edilen Vickers sertlik değerleri (Vickers Hardness Number =VHN) dijital ortamda kaydedildi.

3.7. Deney Örneklerine Diş Fırçalama Simülasyonunun Uygulanması

Diş fırçalama deneyi öncesi ağırlık ve yüzeye ait özelliklerin ölçümlerinin tamamlanmasından sonra pH 7,0 değerinde, aşağıdaki kompozisyona sahip yapay tükürük çözeltisi hazırlandı: 100 mL KH_2PO_4 (2,5 mM); 100 mL Na_2PO_4 (2.4 mM); 100 mL KHCO_3 (1.5 mM); 100 mL NaCl (1.0mM); 100 mL MgCl_2 (0.15 mM) ve 6 mL $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$ (0.002 mM).

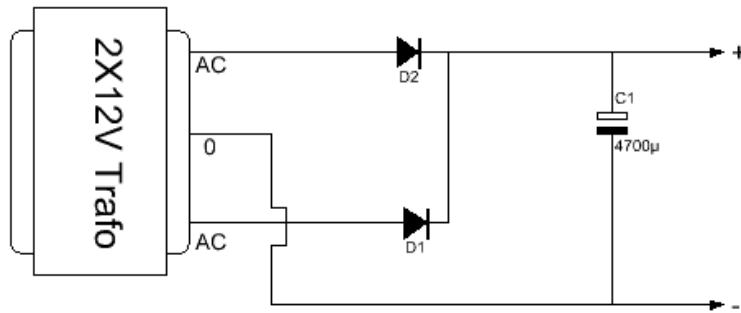
Çalışmada, deney örneklerinin fırçalanması için elektrikli diş fırçaları ile diş fırçalamayı simüle etmek için ISO/ TR 14569-1 (diş fırçalamaya bağlı oluşan aşınma) standartlarına uygun olarak tasarladığımız deney düzeneği kullanıldı (Şekil 3.19). Deney örneklerinin fırçalanması işlemi İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Kuron Köprü Protezleri Bilim Dalı Seramik Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.



Şekil 3.19.Fırçalama işleminin gerçekleştirildiği deney düzeneği

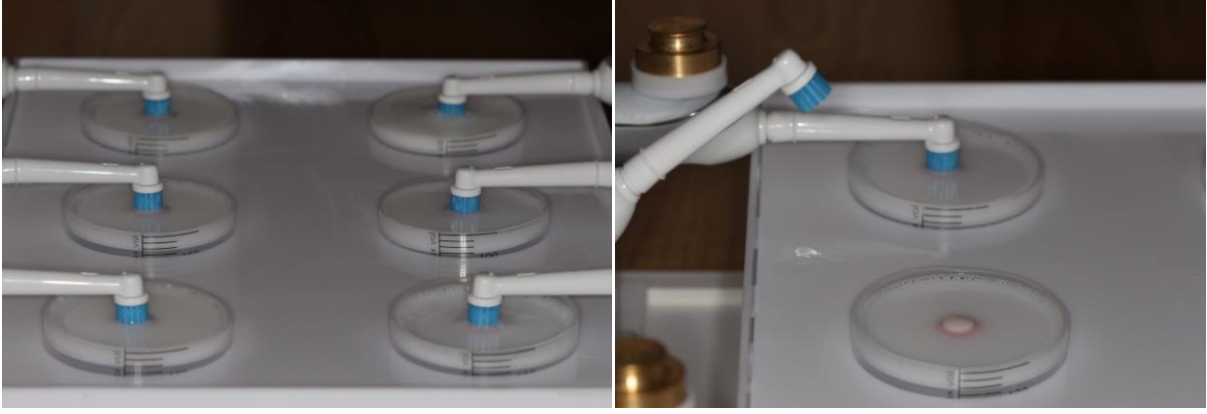
Deney örneklerine pH 7,0 değeriinde yapay tükürük ve 165 RDA (Colgate Tartar Kontrol, Colgate- Palmolive GmbH, Hamburg, Almanya) değeriine sahip diş macununun 2:1 oranında homojen şekilde karıştırılmasıyla hazırlanan sıvı ortamda diş fırçalama deneyi uygulandı. Diş fırçası olarak piyasada bulunan Oral-B' nin teknolojik olarak en gelişmiş şarj edilebilir diş fırçası olan Braun Professional Care Triumph 5000 Diş Fırçası (Oral-B Professional, Braun, Frankfurt, Almanya) kullanıldı. Fırça başlığı olarak değıştirme zamanını işaret etmek üzere rengini kaybeden gösterge fırça kıllarına sahip Oral-B Sensitive (Oral B, Almanya) fırça başlığı seçildi. Doğru miktarda basınç uygulanmasını temin etmek ve aşırı sert fırçalamadan diş ve dişetlerini korumak amacıyla basınç kontrol özelliğı olan sistemde aşırı yük uygulandığında uyarı veren diş fırçasından ayrı olarak tasarlanmış bir gösterge ekranı (smart guide) mevcuttur. Bu ekranda dişlerin tavsiye edilen 2 dakika süreyle fırçalanmasına yardımcı olmak üzere bir zaman sayacı da bulunmaktadır. Diş fırçası 5 farklı fırçalama modunda kullanılabilmektedir. Deney süresince günlük modda kullandığımız dakikada 40.000 ileri-geri ve 8800 sağa-sola dönme hareketi yapan 6 adet diş fırçası ile deney örnekleri 8 saat süreyle fırçalandı. Bu süre yaklaşık 5 yıllık klinik kullanıma eşit bir süreyi taklit etmek için belirlendi (46, 189).

Test boyunca değışmez koşullar sağlamak için öncelikle şarjlı olan diş fırçaları trafo yardımıyla elektronik bir düzenek oluşturularak dışarıdan, tek merkezden enerji alan ve şarja bağı kalmaksızın uzun süre fırçalama yapabilen bir şekilde getirildi (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Şarja bağı kalmaksızın çalışan elektronik devre

Ardından deney için özel olarak hazırlanmış 6 adet diş fırçasının horizontal yönde düz bir zeminde sabitlenerek yerleştirildiğı aynı anda 6 örneğın fırçalanabileceğı bir düzenek oluşturuldu. Deney sırasında test örneklerinin sıvı bir ortam içerisinde fırçalanabilmesini sağlamak için miktar göstergeli plastik kaplar, her bir diş fırçasına karşılık gelen yere istenildiğinde takılıp çıkartılmasına izin verecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. Fırçalama simülasyonu

Hazırladığımız deney ortamında, fırçalama işleminin gerçekleştirileceği örnek haznelerine her bir örnek yüzeyini en az 3 mm kaplayacak şekilde 20 mL. diş macunu yapay tükürük karışımı eklendi. Deney örneklerinin fırçalama haznesine diş fırçasının merkezine gelecek şekilde yerleştirilmesine ve her bir örneğin eşit seviyede olup diş fırçası kıllarıyla tam olarak temas etmesine dikkat edildi. Diş fırçasının baş yükü yaylı bir sistem yardımıyla yük sensörüyle kontrol edilerek 150 g. olacak şekilde ayarlandı. Yetişkin bir insanın diş fırçalama kuvvetini taklit etmek için diş fırçasının örnek yüzeyine 150 g'lık bir kontakt basıncı oluşturması sağlandı (99, 126). Diş fırçası başlığı örnek yüzeyine paralel ve kılların tamamı örnek yüzeyine dik olarak temas edecek şekilde yerleştirildi. Diş macunu yapay tükürük karışımı, 2, 4 ve 6. saatlerde her bir örnek için 3 kere yenilendi. Diş fırçası başlıkları her bir örneğin fırçalanmasının ardından değiştirildi.

Fırçalama işleminin tamamlanmasının ardından örnek tutucu apareylerden uzaklaştırılan deney örnekleri distile su ile yıkanıp kurutuldu. Ağırlık ve yüzeye ait özellikleri fırçalama sonrasında tekrar değerlendirildi.

3.8. Materyallerin Fırçalama Sonrasında Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Deney örneklerinin ağırlık ve yüzeye ait özelliklerinin deney öncesi ve sonrası olası değişikliklerini karşılaştırmak amacıyla gerekli ölçümler yapıldı. Materyallerde diş fırçalama deneyi sırasında oluşan madde kaybını belirlemek amacıyla örneklerin hassas terazi ile ağırlıkları ölçüldü (m_2) kütleleri kaydedildi.

Çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğü ölçümü ve diş fırçalama deneyinde kullanılmak üzere her materyalden 24'er adet örnek hazırlanmıştı. Diş fırçalama deneyi ve yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme işlemi uygulanmadan önce, tüm deney örneklerinin yüzeyleri 3 farklı noktadan taranarak, yüzey pürüzlülük değerleri ölçülüp ortalamaları elde

edilmişti. Diş fırçalama işlemi uygulandıktan sonra tüm deney örneklerinin fırçalama sonrası ortalama yüzey pürüzlülük değerleri belirlendi. Deney örneklerinin yüzey pürüzlülük ölçümleri, profilometre cihazı (Veeco, Dektak 6M Stylus Surface Profilometer, Dymek Company Ltd. H.K.) kullanılarak gerçekleştirildi. Deney sırasında ve sonrasında örneklerin birbirine değmemesi sağlandı.

3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi

Farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletmenin ardından diş fırçalama deneyi uygulanan restoratif materyaller; İTÜ Kimya-Metalurji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümündeki Taramalı Elektron Mikroskobunda (Jeol JSM-5600, Tokyo, Japan) incelendi (şekil 3.21).



Şekil 3.22. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobunda incelenecek örnekler distile su ile yıkanıp kurutulduktan sonra vakum altında altın ile kaplandı ve gerekli görülen bölgelerinden, farklı büyütme ölçeklerinde mikro fotoğrafları alındı.

3.10. İstatistiksel Değerlendirme

Deney gruplarının fırçalama deneyi sonrasında elde edilen ağırlık, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik analizi bulgularının ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı. Niceliksel verilerin ve parametrelerle ilişkilerinin karşılaştırmalarında Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) kullanıldı. Farklılığa neden olan grubun tespitinde Bonferroni testi, parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında ise Student's t testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi. Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistik paket programı SPSS (SPSS 15.0 for Windows, Chicago, IL, ABD) kullanıldı.



4. BULGULAR

Materyallerin ağız ortamında kullanımı sonucunda yüzey özelliklerinde meydana gelen değişimleri değerlendirebilmek için deney örneklerinin farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletilmesinin ardından her bir deney grubuna diş fırçalama simülasyonu uygulandı. Farklı yiyecek ortamlarında bekletme ve diş fırçalamanın materyallerin yüzey özelliklerine etkisini değerlendirebilmek için örneklerin işlem uygulanmadan önce ve sonra yüzey mikrosertlik, yüzey pürüzlülük ve ağırlık ölçümleri yapıldı.

4.1. Örneklerin İşlem Uygulanmadan Önce Elde Edilen Bulguları

4.1.1. Yüzey Mikrosertliği

Deney örneklerinin ortalama yüzey mikrosertlik ve standart sapma değerleri; mine (Grup A) örneklerinde 302 ± 25 kgf/mm², reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneklerinde 127 ± 7 kgf/mm², hibrid seramik (VITA Enamic) örneklerinde 208 ± 10 kgf/mm², feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) örneklerinde 668 ± 69 kgf/mm², kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100) örneklerinde 116 ± 5 kgf/mm² olarak belirlenmiştir. (Tablo 4.1).

Bu değerler karşılaştırıldığında, feldspatik seramiğin (Vita Mark II) yüzey mikrosertlik değerinin, diğer tüm deney örneklerinin (reçine nano seramik (Lava™ Ultimate), hibrid seramik (VITA Enamic), kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100) ve mine yüzeyleri), yüzey mikrosertliği değerlerinden anlamlı düzeyde yüksek olduğu saptanmıştır ($p < 0.01$). Reçine nano seramiğin (Lava™ Ultimate) ve kompozit reçinenin (Paradigm™ MZ 100) yüzey mikrosertliği değerlerinin ise mine yüzeyleri, hibrid seramik (VITA Enamic) ve feldspatik seramiğin (VITABLOCS® Mark II) yüzey mikrosertliği değerlerinden anlamlı düzeyde düşük olduğu bulunmuştur ($p < 0.05$, $p < 0.01$). Diğer materyallerin yüzey mikrosertliği değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Örneklerin yüzey mikrosertlik değerlendirmesi

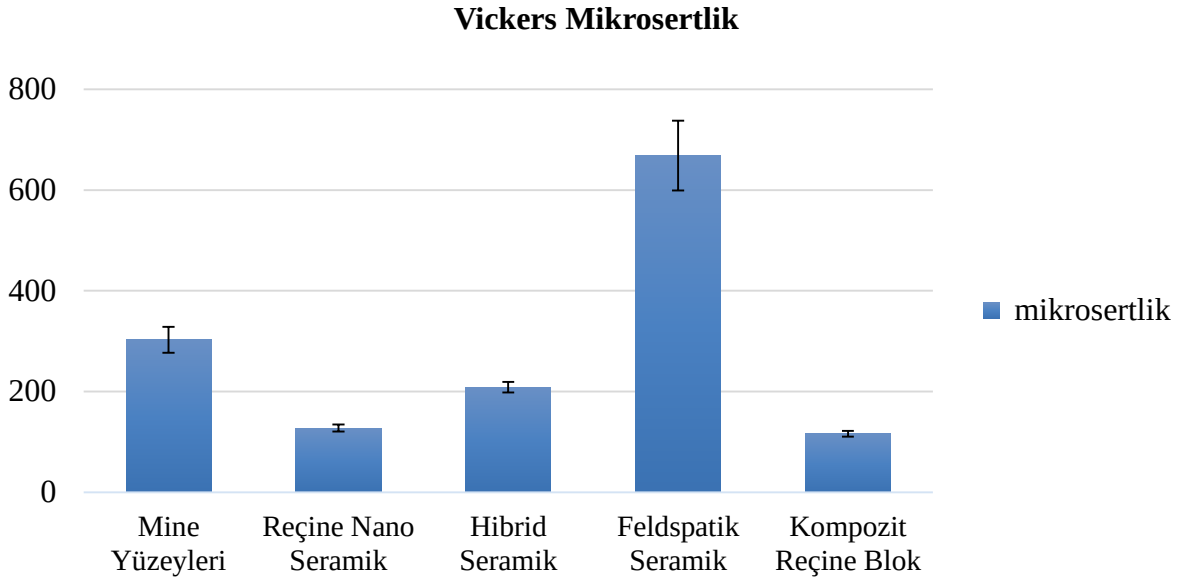
Deney Örnekleri	Mikrosertlik (VHN)
	Ort $\pm$ SS kgf/mm ²
¹ Mine Yüzeyleri	302 $\pm$ 25
² Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	127 $\pm$ 7
³ Hibrid Seramik (VITA Enamic)	208 $\pm$ 10
⁴ Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	668 $\pm$ 69
⁵ Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	116 $\pm$ 5
⁺ <i>p</i>	0,001**
1-2 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
1-3 ⁺⁺ <i>p</i>	0,558
1-4 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
1-5 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
2-3 ⁺⁺ <i>p</i>	0,038*
2-4 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
2-5 ⁺⁺ <i>p</i>	0,910
3-4 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
3-5 ⁺⁺ <i>p</i>	0,042*
4-5 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**

+ Oneway ANOVA Test

++ Tukey HSD test

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Deney örneklerinin işlem uygulanmadan önce ölçülen yüzey mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması Şekil 4.1.' de yer almaktadır.



Şekil 4.1. Yüzey mikrosertlik (Vickers) değerlerinin karşılaştırılması.

4.1.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Deney örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri; mine yüzeyi (Grup A) örneklerinde $0,477 \pm 0,042 \mu\text{m}$, reçine nano seramik (LavaTM Ultimate) örneklerinde $0,614 \pm 0,014 \mu\text{m}$, hibrid seramik (VITA Enamic) örneklerinde $0,500 \pm 0,0135 \mu\text{m}$, feldspatik seramik (VITABLOCS[®] Mark II) örneklerinde $0,251 \pm 0,011 \mu\text{m}$, kompozit reçine (ParadigmTM MZ 100) örneklerinde $0,656 \pm 0,068 \mu\text{m}$ olarak belirlenmiştir (Tablo 4.2).

Bu sonuçlara göre kompozit reçine (ParadigmTM MZ 100) örneklerinin deney öncesi yüzey pürüzlülük değerlerinin en fazla olduğu saptanmıştır. Kompozit reçine (ParadigmTM MZ 100) ve reçine nano seramiğin (Lava Ultimate) yüzey pürüzlülük değerleri benzer bulunmuştur. En düşük yüzey pürüzlülük değeri ise feldspatik seramik örneklerinde (VITABLOCS[®] Mark II) saptanmıştır (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Örneklerin yüzey pürüzlülük değerlendirmesi

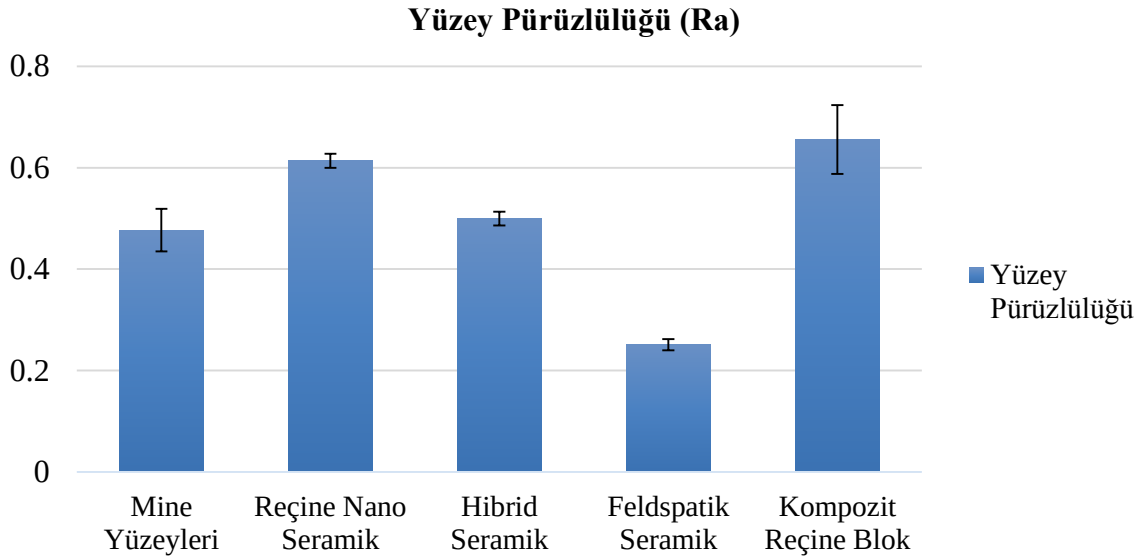
Deney Örnekleri	Yüzey Pürüzlülüğü (Ra)
	Ort $\pm$ SS (μm)
¹ Mine Yüzeyleri	0,477 $\pm$ 0,042
² Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	0,614 $\pm$ 0,014
³ Hibrid Seramik (VITA Enamic)	0,500 $\pm$ 0,0135
⁴ Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	0,251 $\pm$ 0,011
⁵ Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	0,656 $\pm$ 0,068
⁺ p	0,001**
1-2 ⁺⁺ p	0,005**
1-3 ⁺⁺ p	0,916
1-4 ⁺⁺ p	0,001**
1-5 ⁺⁺ p	0,001**
2-3 ⁺⁺ p	0,056*
2-4 ⁺⁺ p	0,001**
2-5 ⁺⁺ p	0,903
3-4 ⁺⁺ p	0,001**
3-5 ⁺⁺ p	0,007**
4-5 ⁺⁺ p	0,001**

+ Oneway ANOVA Test

++ Tukey HSD test

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Deney örneklerinin işlem işlem uygulanmadan önce ölçülen yüzey pürüzlülüğüne ilişkin grafik değerlendirmesi Şekil 4.2.' de yer almaktadır.



Şekil 4.2. Yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin karşılaştırılması.

4.1.3. Ağırlık Bulguları

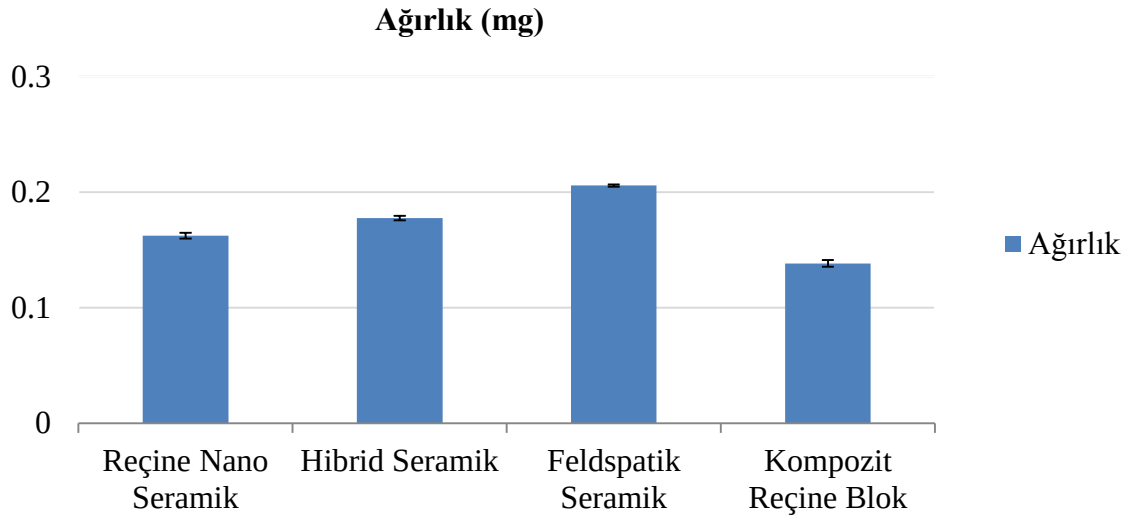
Deney örneklerinin ortalama ağırlık değerleri; reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneklerinde $0,1623 \pm 0,0025$ mg, hibrid seramik (VITA Enamic) örneklerinde $0,1777 \pm 0,002$ mg, feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) örneklerinde $0,2058 \pm 0,001$ mg, kompozit reçine (Paradigm™ MZ 100) örneklerinde $0,1384 \pm 0,003$ mg olarak belirlendi (Tablo 4.3).

Bu değerler karşılaştırıldığında, feldspatik seramiğin (Vita Mark II) ağırlığının, diğer tüm deney örneklerinin (reçine nano seramik (Lava™ Ultimate), hibrid seramik (VITA Enamic) ve kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100)) ağırlık değerlerinden anlamlı düzeyde yüksek olduğu saptanmıştır ($p < 0.05$). Kompozit reçinenin (Paradigm™ MZ 100) ağırlık değerlerinin ise diğer tüm deney örneklerinin ağırlık değerlerinden anlamlı düzeyde düşük olduğu belirlenmiştir ($p < 0.05$, $p < 0.01$). Diğer materyallerin (reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) ve hibrid seramik (VITA Enamic)) ağırlık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Örneklerin ağırlık değerlendirmesi

Deney Örnekleri	Ağırlık (m) Ort ± SS (mg)
² Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	0,1623±0,0025
³ Hibrid Seramik (VITA Enamic)	0,1777±0,002
⁴ Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	0,2058±0,001
⁵ Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	0,1384±0,003
⁺ <i>p</i>	0,016*
2-3⁺⁺<i>p</i>	0,856
2-4⁺⁺<i>p</i>	0,017*
2-5⁺⁺<i>p</i>	0,034*
3-4⁺⁺<i>p</i>	0,046*
3-5⁺⁺<i>p</i>	0,018*
4-5⁺⁺<i>p</i>	0,001**
+ Oneway ANOVA Test	++ Tukey HSD test
	* $p < 0.05$
	** $p < 0.01$

Deney örneklerinin işlem uygulanmadan önce elde edilen ağırlık bulgularının karşılaştırılması Şekil 4.3.' de yer almaktadır.



Şekil 4.3. Ağırlık değerlerinin karşılaştırılması

4.2. Yiyecek Ortamlarını Taklit eden Sıvılarda Bekletme Sonrasında Elde Edilen Bulgular

4.2.1. Yüzey Mikrosertliği Bulguları

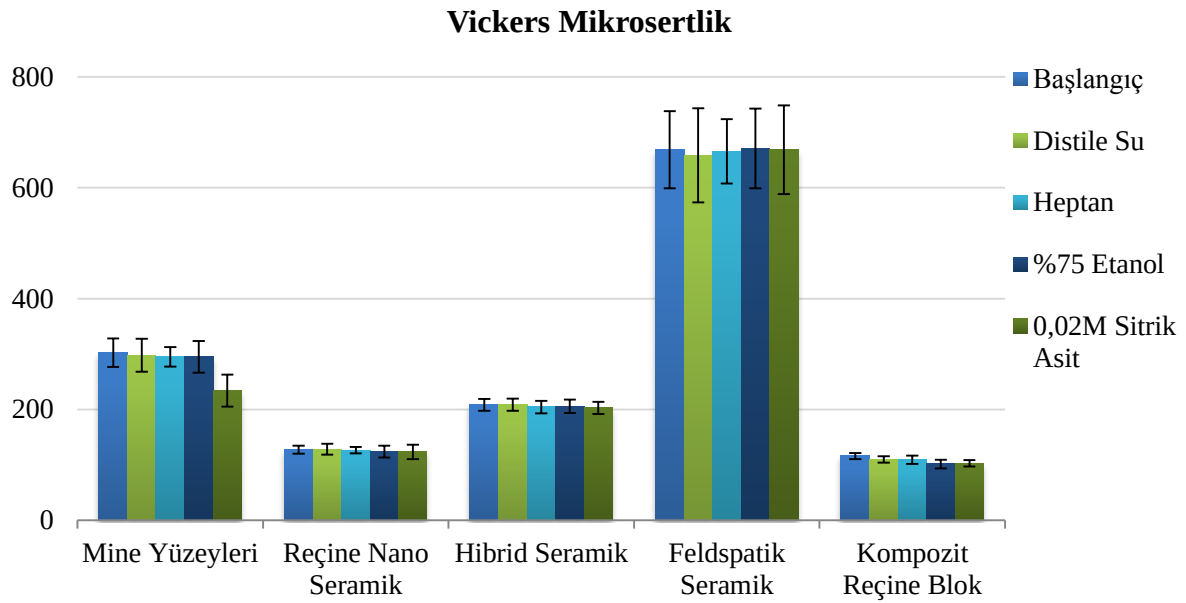
Yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda 1 hafta süreyle bekletilen deney örneklerinin ortalama yüzey mikrosertliği bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi tablo 4.4’ de yer almaktadır.

Deney örneklerinin yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletildikten sonra elde edilen yüzey mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında anlamlı farklar saptanmıştır ($p < 0.05$, $p < 0.01$). Mine örneklerinin dört farklı ortamda (distile su, heptan, %75 etanol, 0,02M sitrik asit) elde edilen yüzey mikrosertlik değerleri arasında ileri düzeyde anlamlı farklar saptanmıştır ($p < 0.01$). 0,02 M sitrik asitte bekletilen mine örneklerinin yüzey mikrosertlik değerlerinin diğer tüm sıvılarda (distile su, heptan, %75 etanol) bekletilen deney örneklerinden anlamlı düzeyde düşük olduğu bulunmuştur ($p < 0.01$). Kompozit reçinenin (Paradigm™ MZ 100) dört farklı ortamda bekletme sonrası elde edilen yüzey mikrosertlik değerleri kıyaslandığında; %75 lik etanolde bekletme sonrası elde edilen yüzey mikrosertlik değerinin diğer gruplardan (distile su, heptan, 0,02M sitrik asit) anlamlı şekilde düşük olduğu belirlenmiştir ($p < 0.05$). Reçine nano seramik, hibrid seramik ve feldspatik seramiğin farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme sonrası elde edilen yüzey mikrosertliği değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Örneklerin yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme sonrasında yüzey mikrosertlik (Vickers) değerlendirmesi

Deney Örnekleri	Distile su (n:6)	Heptan (n:6)	% 75 Etanol (n:6)	0.02 M Sitrik Asit (n:6)	p
Mine Yüzeyleri	298 SS:29	295 SS:17	295 SS:28	234 SS:28	0,001**
Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	128 SS:9	126 SS:5	125 SS:10	123 SS:13	0,121
Hibrid Seramik (VITA Enamic)	208 SS:10	204 SS:11	205 SS:12	203 SS:10	0,458
Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	658 SS:85	665 SS:57	671 SS:71	668 SS:80	0,236
Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	110 SS:5	109 SS:7	101 SS:7	103 SS:5	0,013*

Deney örneklerinin yiyecek ortamlarını taklit eden dört ayrı ortamda bekletilmesi sonrasında elde edilen yüzey mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.4’ de yer almaktadır.



Şekil 4.4. Yüzey mikrosertlik (Vickers) değerlerinin karşılaştırılması

4.2.1.1. Yüzey Mikrosertliği Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Mine örneklerinin; dört ayrı yiyecek ortamını taklit eden sıvıda bekletilmesi sonucu elde edilen yüzey mikrosertliği değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p < 0.01$) (Tablo 4.4). 0,02M sitrik asitte bekletme sonucu örneklerin yüzey mikrosertliği değerleri; distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen gruplardan ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde düşük bulunmuştur ($p < 0.01$). Distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen grupların yüzey mikrosertliği değerleri arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark saptanmamıştır. ($p > 0.05$) (Tablo 4.4).

Reçine nano seramiğin (Lava™ Ultimate); dört ayrı ortamda elde edilen yüzey mikrosertliği değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$). Bununla birlikte 0,02M sitrik asitte bekletilen grubun yüzey mikrosertliği değerinin; distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen gruplardan sayısal olarak daha düşük olduğu görülmüştür (Tablo 4.4).

Hibrid seramiğin (VITA Enamic); dört ayrı ortamda elde edilen yüzey mikrosertliği değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.4).

Feldspatik seramiğin (VITABLOCS® Mark II); dört ayrı ortamda elde edilen yüzey mikrosertliği değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 4.4).

Kompozit reçineni (Paradigm™ MZ 100); distile su ve heptanda bekletilen deney gruplarına ait yüzey mikrosertliği değerleri, asidik ortamda ve etanolde bekletilen örneklerle göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.4).

4.2.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Yiyecek ortamlarını taklit eden dört farklı sıvıda (distile su, heptan, %75 etanol, 0,02M sitrik asit) bekletme sonrasında elde edilen ortalama yüzey pürüzlülük bulguları ve bu bulgulara ilişkin yapılan istatistiksel değerlendirme tablo 4.5' de yer almaktadır.

Tablo 4.5. Örneklerin yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme sonrasında yüzey pürüzlülük (Ra) değerlendirmesi

Deney Örnekleri	Distile su (n:6)	Heptan (n:6)	% 75 Etanol (n:6)	0.02 M Sitrik Asit (n:6)	<i>p</i>
Mine Yüzeyleri	0,469 SS:0,04	0,464 SS:0,061	0,503 SS:0,014	0,715 SS:0,046	0,001**
Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	0,624 SS:0,005	0,637 SS:0,005	0,654 SS:0,008	0,677 SS:0,012	0,025*
Hibrid Seramik (VITA Enamic)	0,472 SS:0,003	0,517 SS:0,006	0,501 SS:0,003	0,521 SS:0,014	0,023*
Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	0,247 SS:0,012	0,246 SS:0,013	0,252 SS:0,008	0,250 SS:0,06	0,896
Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	0,652 SS:0,056	0,633 SS:0,083	0,658 SS:0,046	0,700 SS:0,081	0,001**

Yapılan istatistiksel değerlendirmede; materyallerin farklı yiyecek ortamlarında bekletme sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri arasında anlamlı farklar saptanmıştır ($p<0.05$, $p<0.01$) (Tablo 4.5).

Mine örneklerinin; dört ayrı yiyecek ortamını taklit eden sıvıda bekletilmesi sonucu elde edilen yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$). 0,02M sitrik asitte bekletilen grubun yüzey pürüzlülüğü değeri; distile su, heptan ve %75 etanolde bekletilen gruplardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$) (Tablo 4.5).

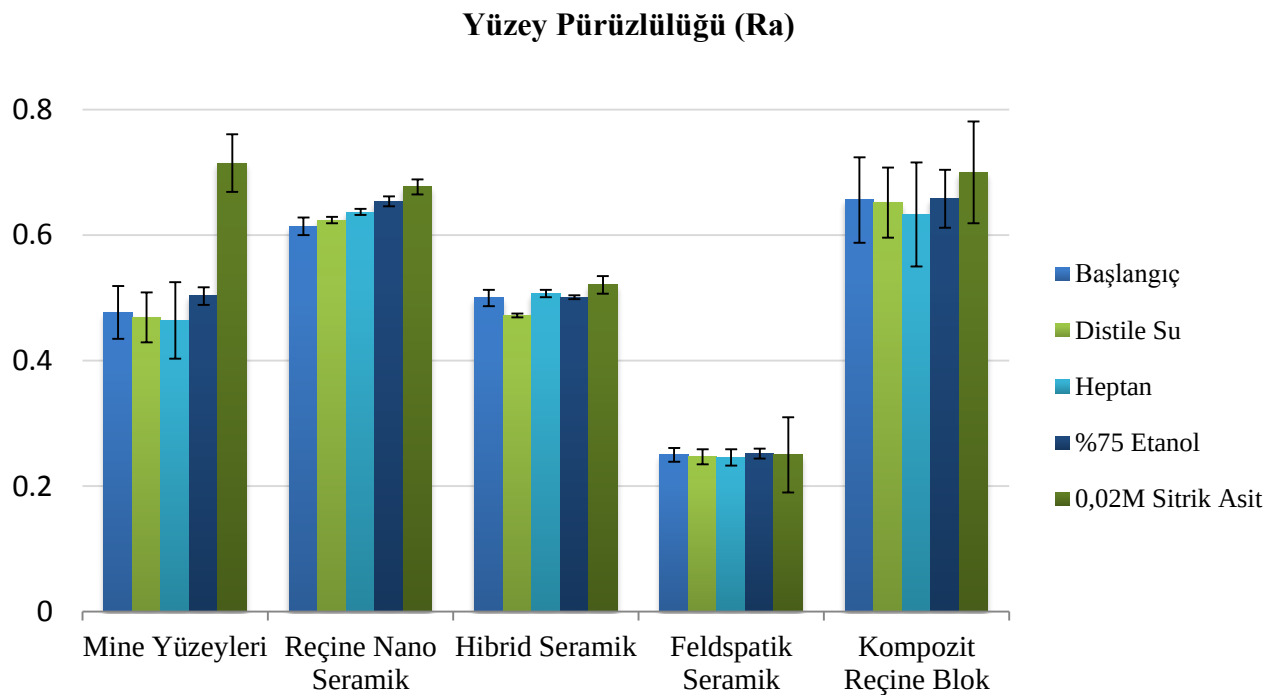
Reçine nano seramiğin (Lava™ Ultimate); dört ayrı ortamda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.4). 0,02M sitrik asitte bekletilen grubun yüzey pürüzlülüğü değeri; distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen gruplardan anlamlı olacak şekilde yüksektir ($p<0.05$). Distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen grupların ise yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Hibrid seramiğin (VITA Enamic); dört ayrı ortamda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.5). 0,02M sitrik asitte bekletilen grubun yüzey pürüzlülüğü değeri; distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen gruplara göre anlamlı olacak şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Feldspatik seramiğin (VITABLOCS® Mark II); dört ayrı ortamda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.5).

Kompozit reçine bloğa ait (Paradigm™ MZ 100); heptanda bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğü değeri, asidik ortamda, distile suda ve etanolde bekletilen örneklerle göre anlamlı olacak şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.5). 0,02M sitrik asitte bekletilen grubun yüzey pürüzlülüğü değeri ise distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen gruplara göre istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$) (Tablo 4.5).

Deney örneklerinin yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletilmesinin ardından elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.5’ de yer almaktadır.



Şekil 4.5. Yüzey pürüzlülüğünün (Ra) karşılaştırılması

4.2.3. Ağırlık Bulguları

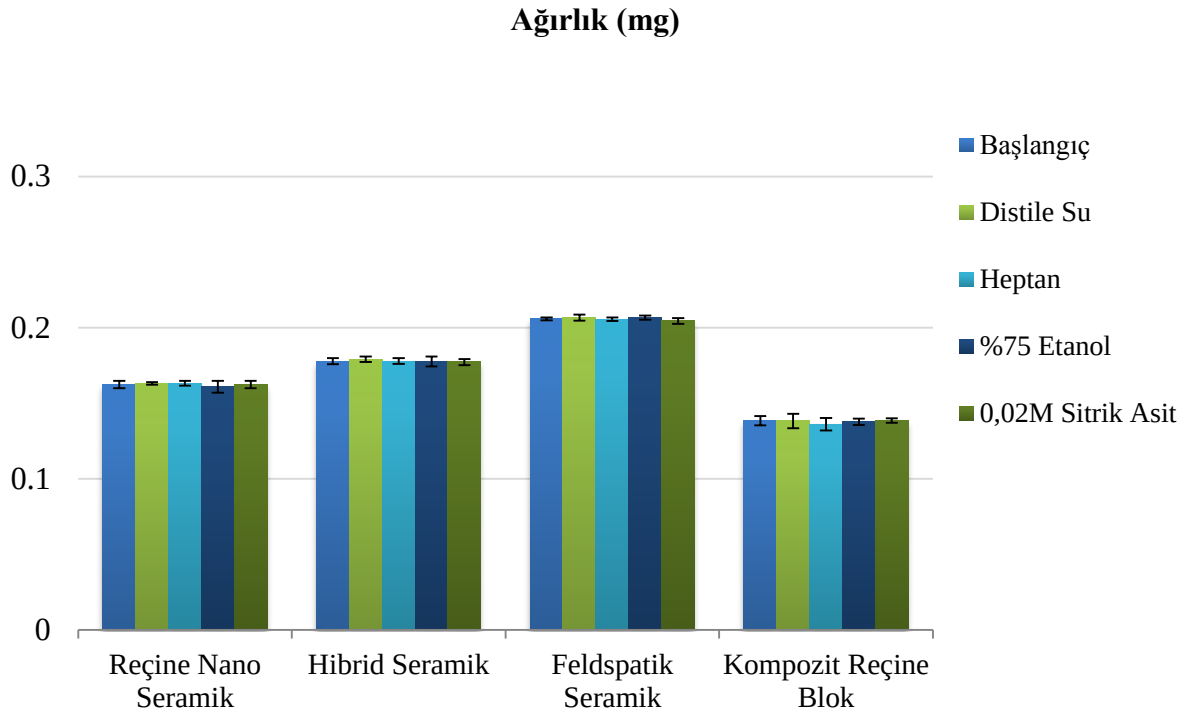
Yiyecek ortamlarını taklit eden dört farklı sıvıda 1 hafta süreyle bekletilen deney örneklerinin ortalama ağırlık değerleri ve standart sapmaları tablo 4.6’ da yer almaktadır.

Tablo 4.6. Örneklerin yiyecek ortamlarını taklit edilen sıvılarda bekletme sonrasında ağırlık değerlendirmesi

Deney Örnekleri	Distile su (n:6)	Heptan (n:6)	% 75 Etanol (n:6)	0.02 M Sitrik Asit (n:6)	<i>p</i>
Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	0,1631 SS:0,0008	0,1632 SS:0,0016	0,1609 SS:0,0039	0,1623 SS:0,0025	<i>0,918</i>
Hibrid Seramik (VITA Enamic)	0,1790 SS:0,0018	0,1779 SS:0,0019	0,1775 SS:0,0033	0,1772 SS:0,002	<i>0,896</i>
Feldspatik Seramik (VITA Mark II)	0,2065 SS:0,002	0,2055 SS:0,0011	0,2066 SS:0,0013	0,2043 SS:0,0019	<i>0,791</i>
Kompozit Reçine Blok (Paradigm MZ 100)	0,1382 SS:0,0047	0,1361 SS:0,0041	0,1376 SS:0,0021	0,1385 SS:0,0014	<i>0,536</i>

Yapılan istatistiksel değerlendirmede; bekletildiği yiyecek ortamına göre materyallerin ağırlık değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklar saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

Deney örneklerinin yiyecek ortamlarını taklit eden dört ayrı ortamda bekletilmesinin ardından elde edilen ağırlık ortalama değerlerinin sütun grafiği şeklindeki gösterimi şekil 4.6’ da yer almaktadır.



Şekil 4.6. Ağırlık değerlerinin karşılaştırılması

4.3. Diş Fırçalama Sonrasında Elde Edilen Bulgular

4.3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Her bir materyal için fırçalama öncesi ve fırçalama sonrası yüzey pürüzlülük bulgularına ilişkin istatistiksel değerlendirme Tablo 4.7’ de yer almaktadır.

Fırçalama deneyi sonrasında yüzey pürüzlülüğü (Ra) ortalama değerlerindeki değişim oranlarının farklılığını saptamak amacıyla Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapıldı. Ra değişikliği ile restoratif materyaller, bekletildiği yiyecek ortamı ve fırçalama deneyi arasındaki etkileşim ise t-testleri ile analiz edildi. Yapılan istatistiksel değerlendirmede materyallerin fırçalama deneyi sonrasında yüzey pürüzlülük ortalama değerleri arasında feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) grubu hariç anlamlı farklılık saptanmıştır ($p < 0.01$, $p < 0.05$) (Tablo 4.7).

Mine örneklerinin fırçalama sonrasında yüzey pürüzlülük değerleri fırçalama öncesi yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında tüm alt gruplarda (distile su, heptan, % 75 etanol ve 0,02M sitrik asit) istatistiksel açıdan anlamlı farklılık saptanmıştır ($p < 0.01$). 0,02M

sitrik asitte bekletilen mine örneklerinin yüzey pürüzlülüğü değerinin distile su, heptan ve %75 etanolde bekletilen gruplardan ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.01$) (Tablo 4.7).

Reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneklerin; fırçalama öncesinde ve fırçalama sonrasında ölçülen yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki farklar istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p<0.01$). 0,02M sitrik asitte bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan grubun yüzey pürüzlülüğü değeri; distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen gruplardan anlamlı olacak şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$) (Tablo 4.7).

Hibrid seramiğin (VITA Enamic); fırçalama sonrası yüzey pürüzlülük değerleri fırçalama öncesi yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında tüm alt gruplarda (distile su, heptan, % 75 etanol ve 0,02M sitrik asit) istatistiksel açıdan anlamlı farklar saptanmıştır ($p<0.01$) (Tablo 4.7). 0.02M sitrik asitte bekletilen grubun yüzey pürüzlülük değeri istatistiksel açıdan anlamlı olmamakla beraber sayısal olarak diğer gruplardaki (distile su, heptan, % 75 etanol) örneklerden yüksek bulunmuştur.

Feldspatik seramiğin (VITABLOCS® Mark II); fırçalama öncesi ve fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.7).

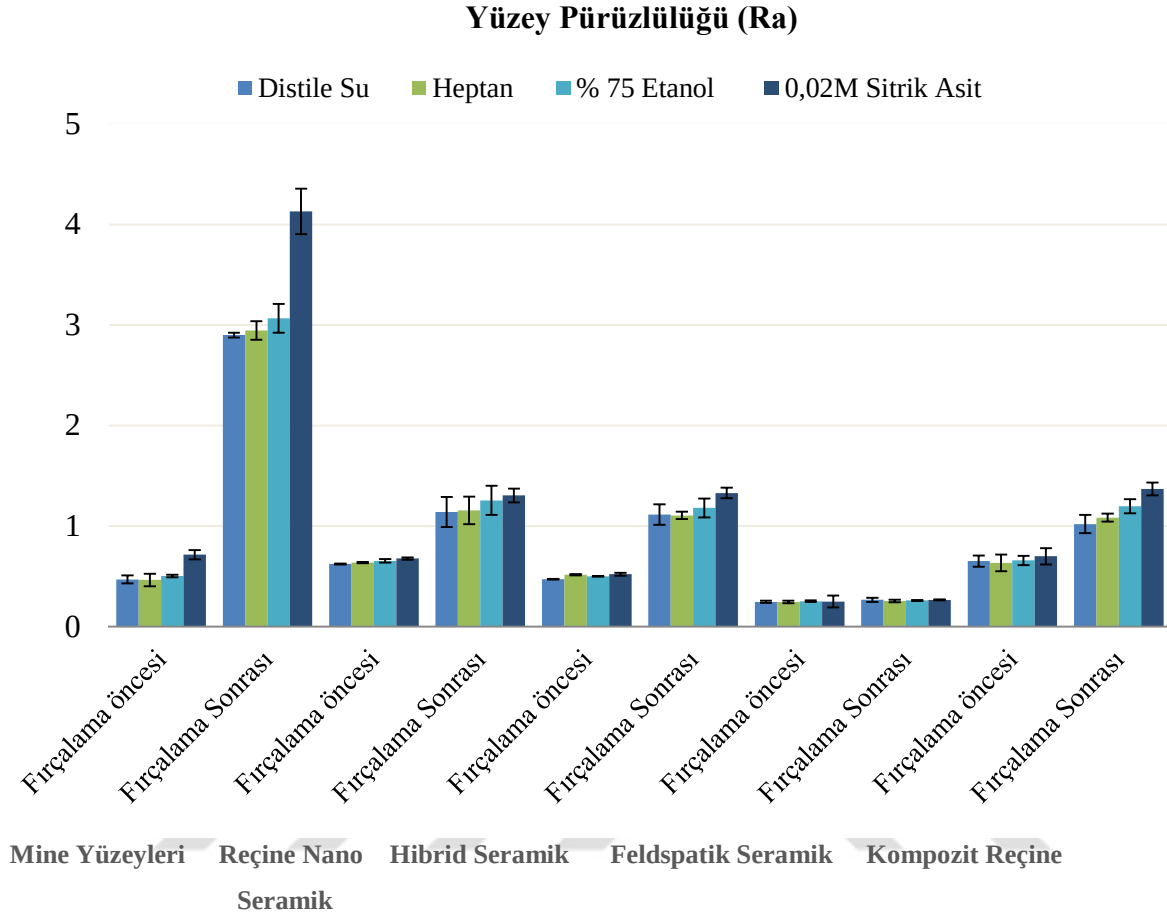
Kompozit reçinenin (Paradigm™ MZ 100) fırçalama sonrası yüzey pürüzlülük değerleri fırçalama öncesi yüzey pürüzlülük değerleri ile karşılaştırıldığında tüm alt gruplarda (distile su, heptan, % 75 etanol ve 0,02M sitrik asit) istatistiksel açıdan anlamlı farklar saptanmıştır ($p<0.01$). Bekletildiği yiyecek ortamına göre yapılan fırçalama sonrası istatistiksel değerlendirmede 0,02M sitrik asitte ve %75 etanolde bekletilen örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerinin distile su ve heptanda bekletilen gruplardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.01$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Fırçalama işlemi sonrasında yüzey pürüzlülük (Ra) değerlendirmesi

Deney Örnekleri	Ra Değişimi (Ort ± SS)	Bekletildiği Yiyecek Ortamı				⁺ p
		Distile Su	Heptane	% 75 Etanol	0,02 M Sitrik Asit	
Mine Yüzeyleri (n:24)	Fırçalama Öncesi	0,469±0,04	0,464±0,061	0,503±0,014	0,715±0,046	0,001**
	Fırçalama Sonrası	2,900±0,024	2,945±0,092	3,066±0,143	4,129±0,125	0,003**
	⁺⁺ p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	
Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate) (n:24)	Fırçalama Öncesi	0,624±0,005	0,637±0,005	0,654±0,008	0,677±0,012	0,025*
	Fırçalama Sonrası	1,139±0,15	1,156±0,136	1,256±0,145	1,304±0,067	0,004**
	⁺⁺ p	0,003**	0,001**	0,002**	0,001**	
Hibrid Seramik (VITA Enamic) (n:24)	Fırçalama Öncesi	0,472±0,003	0,517±0,006	0,501±0,003	0,521±0,014	0,023*
	Fırçalama Sonrası	1,109±0,102	1,106±0,036	1,18±0,093	1,21±0,052	0,056
	⁺⁺ p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	
Feldspatik Seramik (VITA Mark II) (n:24)	Fırçalama Öncesi	0,247±0,012	0,246±0,013	0,252±0,008	0,250±0,06	0,896
	Fırçalama Sonrası	0,267±0,021	0,254±0,013	0,260±0,005	0,265±0,005	0,912
	⁺⁺ p	0,236	0,325	0,214	0,346	
Kompozit Reçine Blok (Paradigm MZ 100) (n:24)	Fırçalama Öncesi	0,652±0,056	0,633±0,083	0,658±0,046	0,700±0,081	0,001**
	Fırçalama Sonrası	1,020±0,09	1,084±0,039	1,197±0,069	1,368±0,064	0,004**
	⁺⁺ p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	

⁺ Student t test⁺⁺ Paired Sample t test

Örneklerin fırçalama deneyi sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülüğü ortalama değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.7' de yer almaktadır.



Şekil 4.7. Fırçalama işlemi sonrasında yüzey pürüzlülüğünün (Ra) karşılaştırılması

4.3.1.1 Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Yüzey pürüzlülüğü her bir materyal için ayrı ayrı ele alınarak istatistiksel olarak değerlendirildiğinde fırçalama sonrasında en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerinin bekletildiği yiyecek ortamına bağlı olarak değişmeksizin mine örneklerinde olduğu görülmüştür. Fırçalama deneyi sonrasında en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri ise feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) örneklerinde saptanmıştır ($p < 0.01$) (Tablo 4.5). Mine örneklerinin fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri diğer materyallerden istatistiksel açıdan ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde yüksektir ($p < 0.01$). Feldspatik seramik örneklerin (VITABLOCS® Mark II) ise yüzey pürüzlülüğü değerleri diğer materyallerden istatistiksel açıdan ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde düşük bulunmuştur ($p < 0.01$).

Bekletildiği yiyecek ortamı göz önünde bulundurularak yapılan değerlendirmede materyallerin fırçalama sonrası en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerinin 0,02M sitrik asitte bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan deney örneklerinde olduğu saptanmıştır (Tablo 4.5).

Yapılan gruplar arası ikili karşılaştırmalarda hibrid seramik (VITA Enamic) ve reçine nano seramiğin (Lava™ Ultimate) fırçalama sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülüğü ortalama değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür (Tablo 4.5).

4.3.2. Ağırlık Bulguları

Örneklerin fırçalanma sonrası ağırlık ortalama değerlerindeki değişim oranlarının farklılığını saptamak amacıyla Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapıldı. Ağırlık değişikliği ile restoratif materyaller, bekletildiği yiyecek ortamı ve fırçalama deneyi arasındaki etkileşim ise t-testleri ile analiz edildi. Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre; her bir materyal için fırçalama öncesi ve fırçalama sonrası ağırlık değerlendirmesi Tablo 4.8’ de verilmektedir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmede materyallerin fırçalama deneyi sonrası ağırlık değerleri fırçalama öncesi ağırlık değerleri ile karşılaştırıldığında feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) dışındaki deney örneklerinde anlamlı farklar saptanmıştır ($p<0.01$, $p<0.05$) (Tablo 4.8).

Reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneklerin fırçalama sonrası ağırlık değerleri fırçalama öncesi ağırlık değerleri ile karşılaştırıldığında tüm alt gruplarda (distile su, heptan, % 75 etanol ve 0,02M sitrik asit) istatistiksel açıdan anlamlı farklar saptanmıştır ($p<0.05$). 0,02M sitrik asitte bekletilen reçine nano seramik deney örneklerinin ağırlık değerinin distile su, heptan ve %75 etanolde bekletilen gruplardan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.05$) (Tablo 4.8).

Hibrid seramik (VITA Enamic) örneklerin fırçalama sonrası ağırlık değerleri fırçalama öncesi ağırlık değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı farklar elde edilmiştir. Bekletildiği yiyecek ortamı değişkenine göre yapılan fırçalama sonrası istatistiksel değerlendirmede ise gruplar arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

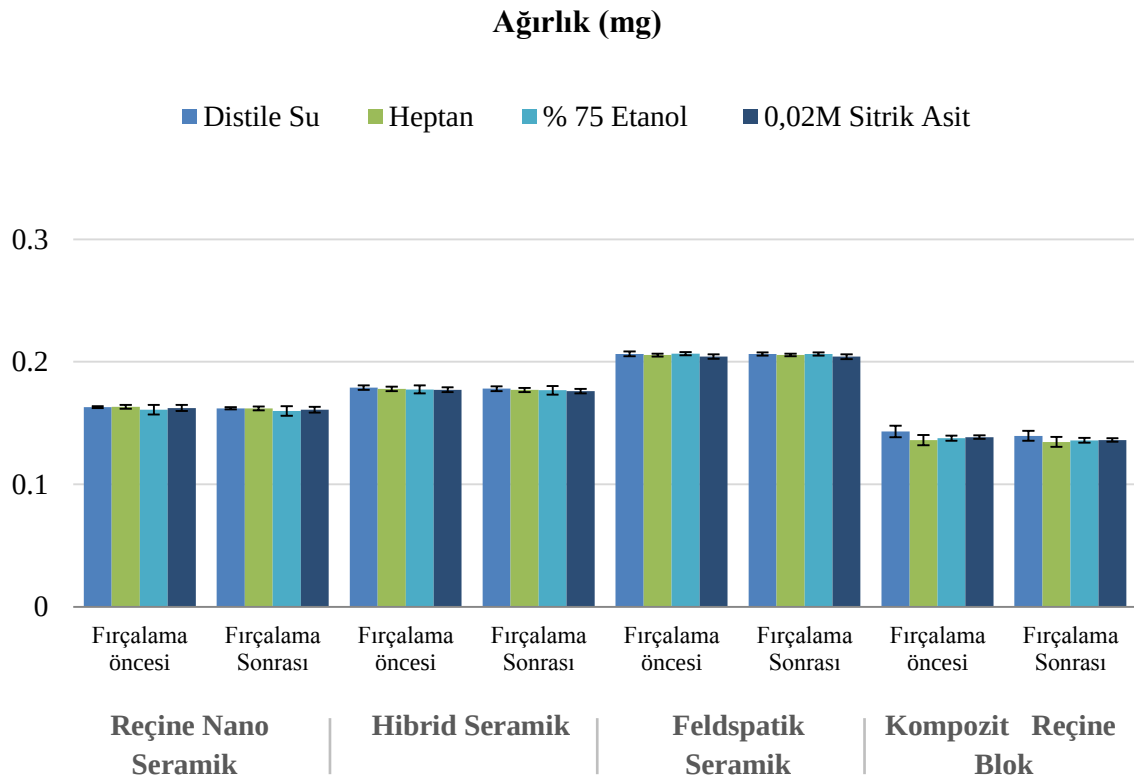
Tablo 4.8. Fırçalama işlemi sonrasında materyallerin ağırlık değerlendirmesi

Materyal	Ra Değişimi (Ort ± SS)	Bekletildiği Yiyecek Ortamı				⁺ <i>p</i>
		Distile Su	Heptan	% 75 Etanol	0,02 M Sitrik Asit	
Reçine nano seramik (LavaUltimate)(n:24)	Fırçalama Öncesi	0,1631 SS:0,0008	0,1632 SS:0,0016	0,1609 SS:0,0039	0,1623 SS:0,0025	0,918
	Fırçalama Sonrası	0,1621 SS:0,0008	0,1620 SS:0,0016	0,1598 SS:0,0039	0,1609 SS:0,0024	0,001**
	Ağırlıkça Azalma (%)	0,63±0,06	0,73±0,06	0,75±0,06	0,90±0,09	
	⁺⁺<i>p</i>	0,032*	0,027*	0,03*	0,014*	
Hibrid seramik (VITA Enamic) (n:24)	Fırçalama Öncesi	0,1790 SS:0,0018	0,1779 SS:0,0019	0,1775 SS:0,0033	0,1772 SS:0,002	0,896
	Fırçalama Sonrası	0,1781 SS:0,0019	0,1770 SS:0,0018	0,1768 SS:0,0035	0,1761 SS:0,0019	0,396
	Ağırlıkça Azalma (%)	0,55±0,03	0,57±0,03	0,59±0,03	0,61±0,08	
	⁺⁺<i>p</i>	0,024*	0,02*	0,054	0,027*	
Feldspatik seramik (VITA Mark II)(n:24)	Fırçalama Öncesi	0,2065 SS:0,002	0,2055 SS:0,0011	0,2066 SS:0,0013	0,2043 SS:0,0019	0,791
	Fırçalama Sonrası	0,2065 SS:0,0021	0,2056 SS:0,0011	0,2064 SS:0,0013	0,2042 SS:0,0019	0,814
	Ağırlıkça Azalma (%)	0,06±0,05	0,05±0,03	0,09±0,04	0,07±0,04	
	⁺⁺<i>p</i>	0,976	0,912	0,895	0,926	
Kompozit reçine blok (Paradigm MZ 100) (n:24)	Fırçalama Öncesi	0,1382 SS:0,0047	0,1361 SS:0,0041	0,1376 SS:0,0021	0,1385 SS:0,0014	0,536
	Fırçalama Sonrası	0,1396 SS:0,004	0,1346 SS:0,004	0,1359 SS:0,002	0,1362 SS:0,0015	0,038*
	Ağırlıkça Azalma (%)	1,31±0,215	1,12±0,11	1,18±0,122	1,62±0,95	
	⁺⁺<i>p</i>	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	

⁺ Student t test⁺⁺ Paired Sample t test* *p*<0.05** *p*<0.01

Kompozit reçinenin (Paradigm™ MZ 100) fırçalama sonrası ağırlık değerleri fırçalama öncesi ağırlık değerleri ile karşılaştırıldığında tüm alt gruplarda (distile su, heptan, % 75 etanol ve 0,02M sitrik asit) istatistiksel açıdan anlamlı farklar saptanmıştır ($p<0.01$). 0,02M sitrik asitte bekletilen deney örneklerinin ağırlık değerinin distile su, heptan ve % 75 etanolde bekletilen gruplardan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.05$) (Tablo 4.8).

Deney örneklerinin fırçalama deneyi sonrasında elde edilen ağırlık değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.8’ de yer almaktadır.



Şekil 4.8. Fırçalama sonrasında ağırlık değişiminin karşılaştırılması

Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre; her bir materyal için farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme sonrasında ölçülen fırçalama öncesi ve fırçalama sonrası ağırlık değişimi (%) değerlendirmesi Tablo 4.9, Tablo 4.10, Tablo 4.11 ve Tablo 4.12’ de yer almaktadır.

Tablo 4.9. Distile suda bekletilen deney örneklerinin fırçalama sonrası ağırlık değişimi (%) değerlendirmesi

Deney Örnekleri (distile su)	Ağırlıkça Azalma (%) Ort $\pm$ SS
² Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	0,63 $\pm$ 0,06
³ Hibrid Seramik (VITA Enamic)	0,55 $\pm$ 0,03
⁴ Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	0,06 $\pm$ 0,05
⁵ Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	1,31 $\pm$ 0,215
⁺ p	0,001**
2-3 ⁺⁺ p	0,254
2-4 ⁺⁺ p	0,001**
2-5 ⁺⁺ p	0,001**
3-4 ⁺⁺ p	0,001**
3-5 ⁺⁺ p	0,001**
4-5 ⁺⁺ p	0,001**

+ Oneway ANOVA Test

++ Tukey HSD test

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

Distile suda bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan materyallerin fırçalama sonrası ağırlıkça azalma yüzdeleri; reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneklerinde %0,63 $\pm$ 0,06, hibrid seramik (VITA Enamic) örneklerinde %0,55 $\pm$ 0,03, feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) örneklerinde %0,06 $\pm$ 0,05, kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100) örneklerinde %1,31 $\pm$ 0,215 olarak belirlendi (Tablo 4.9).

Tablo 4.10. Heptanda bekletilen deney örneklerinin fırçalama sonrası ağırlık değişimi (%) değerlendirmesi

Deney Örnekleri (heptan)	Ağırlıkça Azalma (%) Ort $\pm$ SS
² Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	0,73 $\pm$ 0,06
³ Hibrid Seramik (VITA Enamic)	0,57 $\pm$ 0,03
⁴ Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	0,05 $\pm$ 0,03
⁵ Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	1,12 $\pm$ 0,11
⁺ <i>p</i>	0,001**
2-3 ⁺⁺ <i>p</i>	0,038*
2-4 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
2-5 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
3-4 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
3-5 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
4-5 ⁺⁺ <i>p</i>	0,001**
+ Oneway ANOVA Test	++ Tukey HSD test
	* $p < 0.05$
	** $p < 0.01$

Heptanda bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan materyallerin fırçalama sonrası ağırlıkça azalma yüzdeleri; reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneklerinde %0,73 $\pm$ 0,06, hibrid seramik (VITA Enamic) örneklerinde %0,57 $\pm$ 0,03, feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) örneklerinde %0,05 $\pm$ 0,03, kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100) örneklerinde %1,12 $\pm$ 0,11 olarak belirlendi (Tablo 4.10).

Tablo 4.11. % 75 Etanol’ de bekletilen deney örneklerinin fırçalama sonrası ağırlık değişimi (%) değerlendirmesi

Deney Örnekleri (% 75 Etanol)	Ağırlıkça Azalma (%)
	Ort ± SS (mg)
² Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	0,75±0,06
³ Hibrid Seramik (VITA Enamic)	0,59±0,03
⁴ Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	0,09±0,04
⁵ Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	1,18±0,122
⁺ p	0,001**
2-3 ⁺⁺ p	0,034*
2-4 ⁺⁺ p	0,001**
2-5 ⁺⁺ p	0,001**
3-4 ⁺⁺ p	0,001**
3-5 ⁺⁺ p	0,001**
4-5 ⁺⁺ p	0,001**
+ Oneway ANOVA Test ++ Tukey HSD test * p<0.05 ** p<0.01	

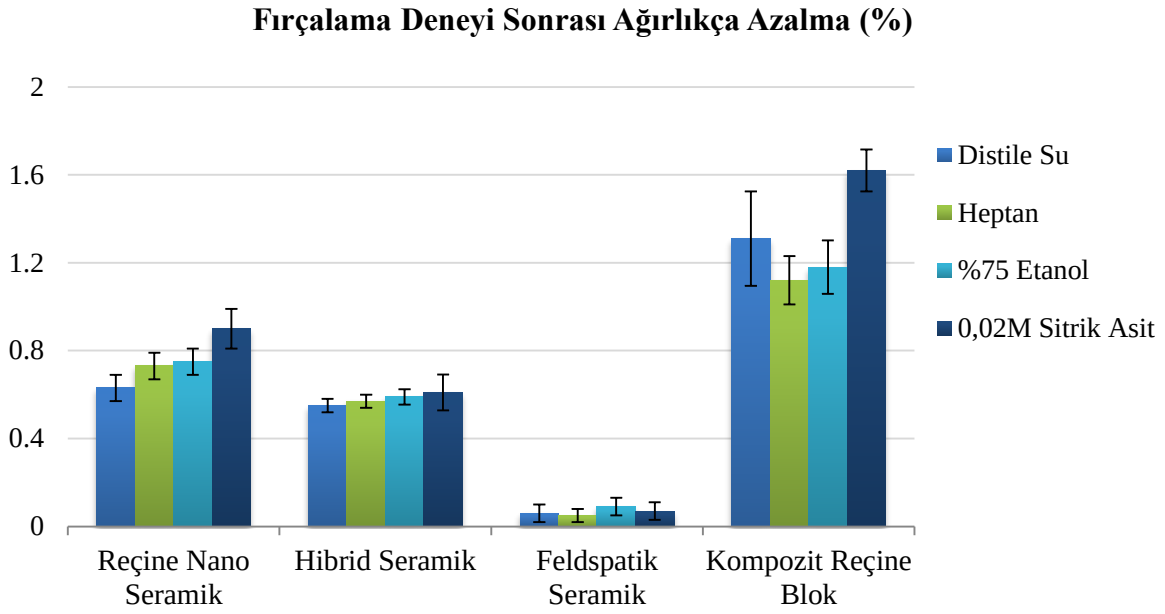
% 75’ lik etanolde bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan materyallerin fırçalama sonrası ağırlıkça azalma yüzdeleri; reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneklerinde %0,75±0,06, hibrid seramik (VITA Enamic) örneklerinde %0,59±0,03, feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) örneklerinde %0,09±0,04, kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100) örneklerinde %1,18±0,122 olarak belirlendi (Tablo 4.11).

Tablo 4.12. 0,02 M Sitrik Asit’ te bekletilen deney örneklerinin fırçalama sonrası ağırlık değişimi (%) değerlendirmesi

Deney Örnekleri (0,02 M Sitrik Asit)	Ağırlıkça Azalma (%) Ort ± SS (mg)
² Reçine Nano Seramik (Lava™ Ultimate)	0,90±0,09
³ Hibrid Seramik (VITA Enamic)	0,61±0,08
⁴ Feldspatik Seramik (VITABLOCS® Mark II)	0,07±0,04
⁵ Kompozit reçine Blok (Paradigm™ MZ 100)	1,62±0,95
⁺ p	0,001**
2-3 ⁺⁺ p	0,021*
2-4 ⁺⁺ p	0,001**
2-5 ⁺⁺ p	0,001**
3-4 ⁺⁺ p	0,001**
3-5 ⁺⁺ p	0,001**
4-5 ⁺⁺ p	0,001**
+ Oneway ANOVA Test	++ Tukey HSD test
	* p<0.05
	** p<0.01

0,02 M sitrik asitte bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan materyallerin fırçalama sonrası ağırlıkça azalma yüzdeleri; reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneklerinde 0,90±0,09, hibrid seramik (VITA Enamic) örneklerinde 0,61±0,08, feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) örneklerinde 0,07±0,04, kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100) örneklerinde 1,62±0,95 olarak belirlendi (Tablo 4.12).

Örneklerin fırçalama deneyi sonrası ağırlıkça azalma (%) değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.9’ da yer almaktadır.



Şekil 4.9. Fırçalama deneyi sonrasında ağırlık değişiminin (%) karşılaştırılması

Yapılan istatistiksel değerlendirmede; restoratif materyallerin ağırlıklarındaki azalmanın yüzdelik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmaktadır ($p < 0.01$) ($p < 0.05$) (Tablo 4.9-10-11-12). Kompozit reçinenin (Paradigm™ MZ 100) ağırlıkça azalma yüzdelik değeri, diğer tüm materyallerin (reçine nano seramik (Lava™ Ultimate), hibrid seramik (VITA Enamic), feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II)) ağırlıkça azalma yüzdelik değerlerinden yüksek bulunmuştur. Aradaki farklar ileri düzeyde anlamlıdır ($p < 0.01$). Feldspatik seramiğin ağırlıkça azalma yüzdelik değeri ise, diğer tüm materyallerin (reçine nano seramik (Lava™ Ultimate), hibrid seramik (VITA Enamic), kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100)) ağırlıkça azalma yüzdelik değerinden ileri derecede anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p < 0.01$).

Bu sonuçlara göre, fırçalama işlemi sonrasında en fazla madde kaybının kompozit reçine (Paradigm™ MZ 100) örneklerinde olduğu saptanmıştır. Bunu sırasıyla reçine nano seramik (Lava™ Ultimate), hibrid seramik (VITA Enamic) ve feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) örneklerinin izlediği belirlenmiştir.

4.3.2.1. Ağırlık Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

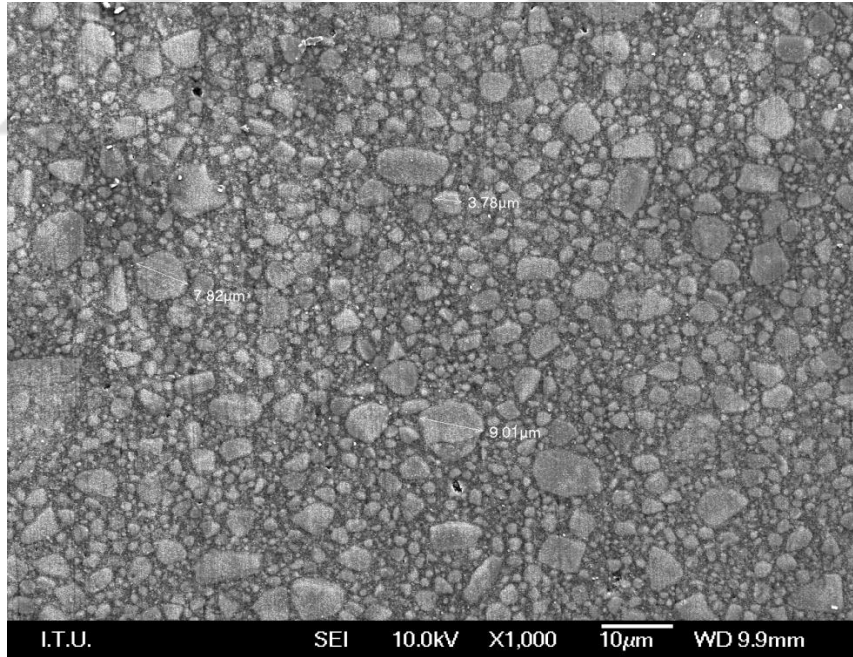
Ağırlık bulguları her bir materyal için ayrı ayrı istatistiksel olarak değerlendirildiğinde fırçalama sonrası ağırlık değerleri değişme göstermeyen örneklerin feldspatik seramik (VITABLOCS® Mark II) grubundaki örnekler olduğu görülmüştür.

Fırçalama deneyi sonrası en düşük ağırlık değerleri ise kompozit reçine (Paradigm™ MZ 100) örneklerinde görülmüştür (Tablo 4.8). Feldspatik seramiğin (VITABLOCS® Mark II) fırçalama sonrası ağırlık değerleri diğer materyallerden istatistiksel açıdan ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde yüksektir ($p<0.01$). Kompozit reçinenin (Paradigm™ MZ 100) ise ağırlık değerleri diğer materyallerden istatistiksel açıdan ileri düzeyde anlamlı olacak şekilde düşük olarak belirlenmiştir ($p<0.01$) (Tablo 4.8).

Fırçalama sonrası en yüksek ağırlıkça azalma yüzdelik değerinin 0,02M sitrik asitte bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan deney gruplarında olduğu saptanmıştır. En düşük ağırlıkça azalma yüzdelik değerleri ise distile suda bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan deney gruplarında görülmüştür (Tablo 4.8-12).

4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi

Yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletme sonrası diş fırçalama deneyi uygulanan örnekler taramalı elektron mikroskobunda incelenmiştir. Farklı büyütmeler ile elde edilen görüntülerde, materyallerin aşınma sahasında düzensizliklere rastlanmıştır.



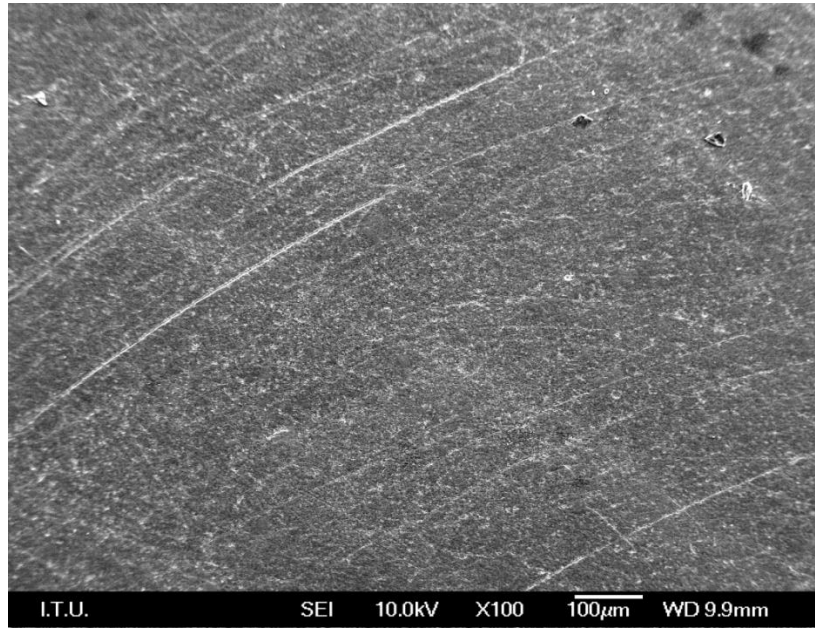
Şekil 4.10. Reçine nano seramiğin (Lava™ Ultimate) deney öncesi SEM görüntüsü (X1000)

Reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneğin fırçalama işlemi uygulanmadan önce X1000 büyütmeli taramalı elektron mikroskobu görüntüsünde; materyalin kendi yapısal özelliği olan 0,6 - 10 mikrometre boyutlarındaki nanopartikül demetleri gözlenmektedir (Şekil 4.10).

Distile suda bir hafta süreyle bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneğin X1000 büyütme görüntüsünde, fırçalama alanı içerisinde, fırçalama hareketi sonucu materyalin parçalanması ile oluşan partikül şeklinde aşınma ürünleri görülmektedir. Örneğin aşınma yüzeyi incelendiğinde yüzeyden malzeme uzaklaşmasına bağlı hasar bölgeleri ve farklı büyüklüklerde partiküller içeren bir morfolojide olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.11).



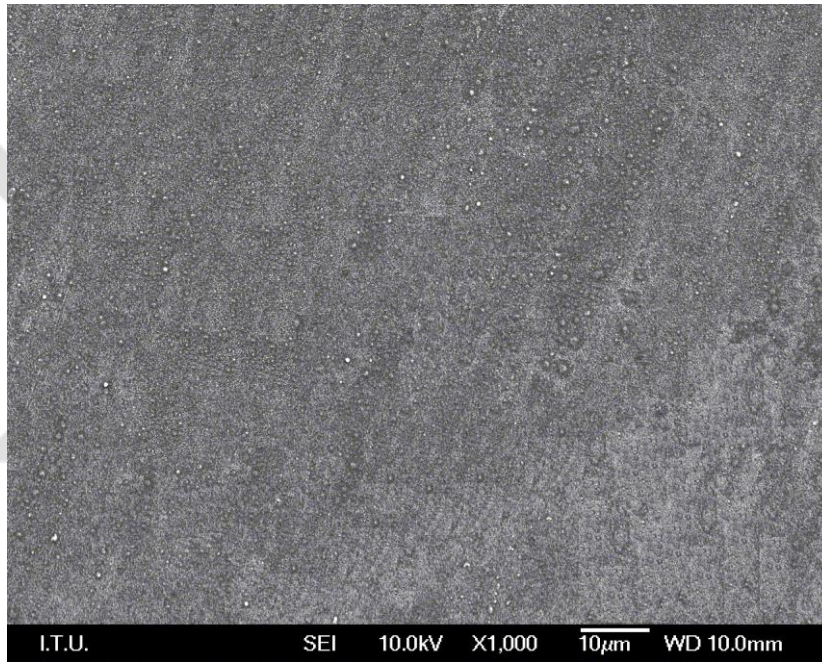
Şekil 4.11. Fırçalama sonrasında reçine nano seramiğin (Lava™ Ultimate) SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4.12. Fırçalama sonrasında reçine nano seramiğin (Lava™ Ultimate) SEM görüntüsü (X1000)

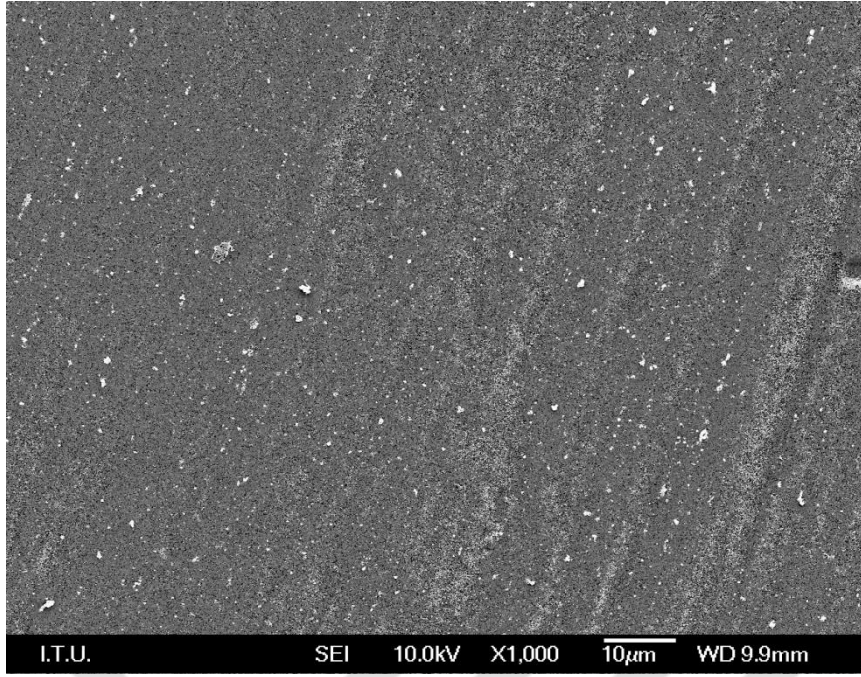
Reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneğin deney sonrası X100 büyütmeli taramalı elektron mikroskobu görüntüsünde, yüzeyde fırçalama yönüne paralel olan derin çizikler gözlenmektedir. Belirgin bir yönelme gösteren bu alanlar aşınma izinin tamamında etkindir (Şekil 4.12).

Hibrid seramik (VITA Enamic) örneğin fırçalama işlemi uygulanmadan önceki X1000 büyütmeli taramalı elektron mikroskobu görüntüsü incelendiğinde; yüzeydeki glazür tabakasının homojen dağılmadığı ve yapısında boşluklar olduğu görülmektedir. Ayrıca materyalin kendi yapısal özelliği olan organik matris içerisine nispeten homojen bir şekilde dağılmış inorganik yapı gözlenmektedir. (Şekil 4.13).

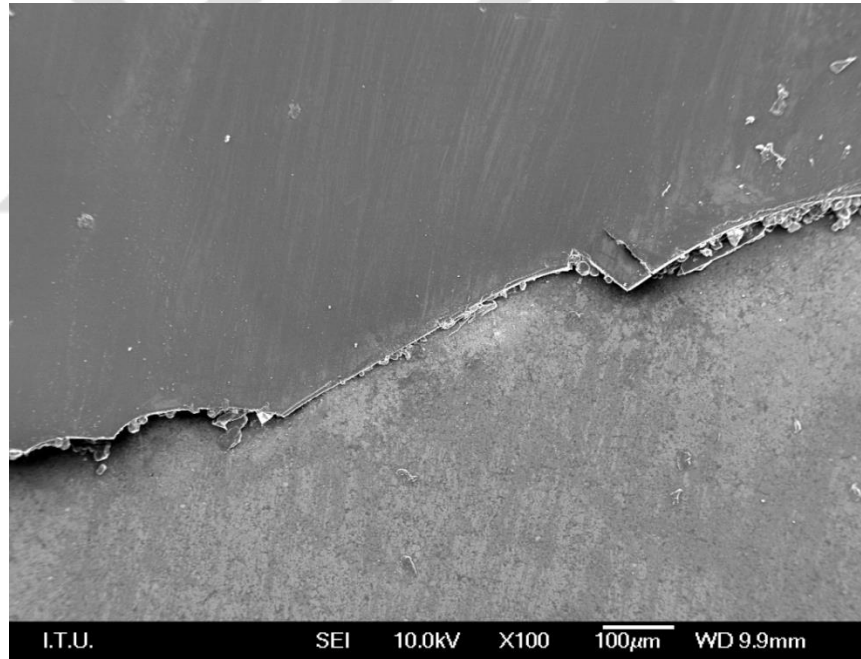


Şekil 4.13. Hibrid seramiğin (VITA Enamic) deney öncesi SEM görüntüsü (X1000)

Distile suda bir hafta süreyle bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan hibrid seramik (VITA Enamic) örneğin X1000 büyütmeli taramalı elektron mikroskobu görüntüsünde, restoratif materyalin bölgesel olarak uzaklaştığı hasar bölgeleri gözlenmektedir. Fırçalama işlemi uygulanan hibrid seramik örneklerin aşınma izi incelendiğinde fırçalama sonucunda malzemenin yüzeyden ayrılmasıyla meydana gelen hasar bölgelerinin mevcut olduğu dikkat çekmektedir (Şekil 4.14).



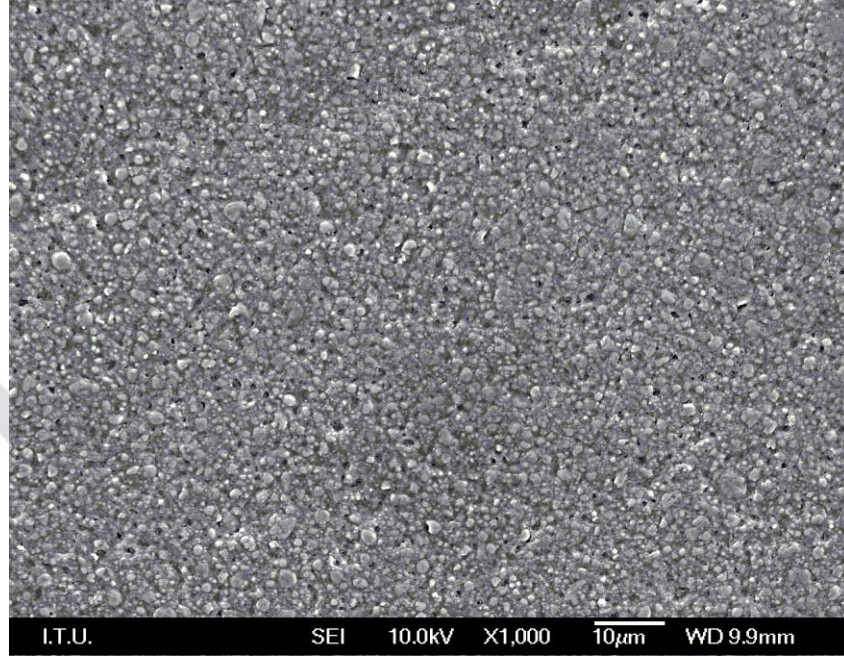
Şekil 4.14. Fırçalama sonrasında hibrid seramiğin (VITA Enamic) SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4.15. Fırçalama sonrasında hibrid seramiğin (VITA Enamic) SEM görüntüsü (X100)

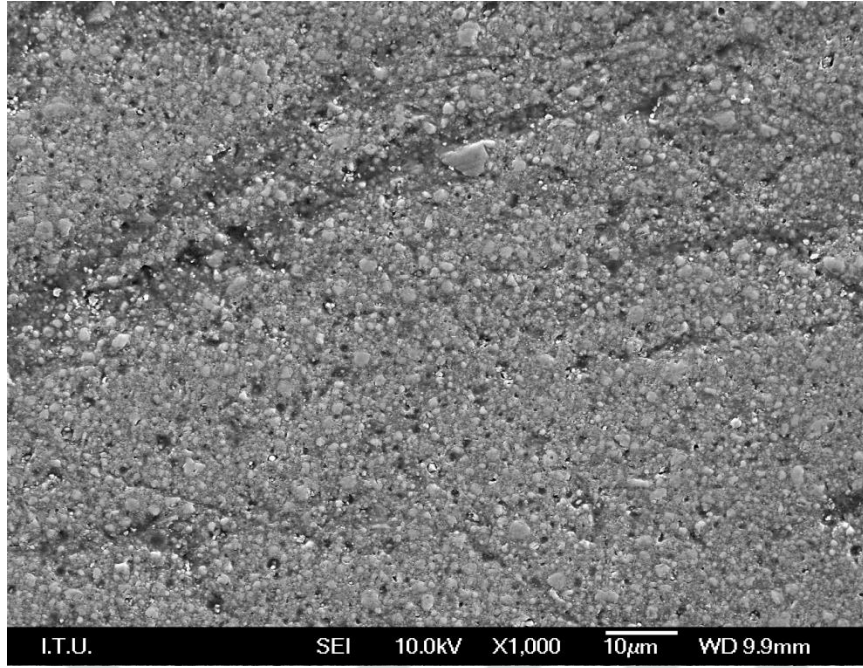
Fırçalama işlemi uygulanan hibrid seramik (VITA Enamic) örneğin X100 büyütmeli görüntüsünde; aşınma izi içerisinde belirgin bir yönlenme gözlenmemekte, yüzeydeki glazür tabakasının fırçalama alanı içerisinde yüzeyden tamamen uzaklaştığı görülmektedir. Fırçalama sırasında yüzeyden kopan parçacıkların da materyalin başka yüzeylerine transfer olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.15).

Kompozit reçineye (Paradigm™ MZ 100) ait örneğin fırçalama işlemi uygulanmadan önce X1000 büyütmeli taramalı elektron mikroskobu görüntüsünde; materyalin kendi yapısından kaynaklı küresel şekilli ortalama boyutları 0,6 mikron olan partiküller görülmektedir (Şekil 4.16). Malzemenin bu yapısı reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneğin taramalı elektron mikroskobu görüntüsüyle benzerlik göstermektedir.



Şekil 4.16. Kompozit reçinenin (Paradigm MZ100) deney öncesi SEM görüntüsü (X1000)

Distile suda bir hafta süreyle bekletildikten sonra fırçalama işlemi uygulanan kompozit reçine (Paradigm™ MZ 100) örneğin X1000 büyütmeli taramalı elektron mikroskobu görüntüsünde, fırçalama alanı içerisinde, fırçalama hareketi sonucu materyalin parçalanması ile oluşan partikül şeklinde aşınma ürünleri görülmektedir. Örneğin aşınma yüzeyi incelendiğinde fırçalama sonucunda yüzeyden malzeme ayrılmasıyla meydana gelen hasar bölgelerinin mevcut olduğu dikkat çekmektedir. Restoratif materyalin bölgesel olarak uzaklaştığı bu alanlar aşınma izinin tamamında etkindir. Ayrıca yüzeyde aşınma yönüne paralel derin çizikler bulunmaktadır (Şekil 4.17).



Şekil 4.17. Fırçalama sonrasında kompozit reçinenin (Paradigm MZ100) SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4.18. Fırçalama sonrasında kompozit reçinenin (Paradigm MZ100) SEM görüntüsü (X100)

Çalışmada kullanılan kompozit materyallerden; reçine nano seramik (Lava™ Ultimate), hibrid seramik (VITA Enamic) ve kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100) örneklerinin aşınma izleri incelendiğinde, fırçalama işlemi uygulanan örnek yüzeyleri arasında belirgin farkların bulunduğu görülmektedir

Deney sonrası reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) örneğinde, yüzeyden malzeme uzaklaşması ile oluşan hasar bölgeleri ve partiküller mevcuttur. Ancak bu hasar bölgeleri fırçalama işlemi uygulanan kompozit reçine (Paradigm™ MZ 100) örnek yüzeyine göre daha küçük boyutludur (Şekil 4.12,16).

Hibrid seramik (VITA Enamic) örneğinde gözlenen bölgesel hasar alanları içerisinde, reçine nano seramik (Lava™ Ultimate) ve kompozit reçine blok (Paradigm™ MZ 100) örneklerinin yüzeylerinden farklı olarak derin çizikler ve belirgin bir yönelme gözlenmemektedir (Şekil 4.12,16,18).

.



5. TARTIŞMA

Günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte metal desteksiz tam seramik restorasyonlar estetik özellikleri ve biyolojik uyumları nedeniyle daha sık kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyallerin kırılabilirliklerinin karşıt dişlerde oluşturduğu olumsuzluklar yeni seramik türlerinin geliştirilmesi gerekliliğini ortaya koymaktadır. Bu doğrultuda geliştirilen güncel seramik materyalleri estetik ve mekanik özellikleri ile geleneksel seramiklerden ayrılmaktadır.

Ağız ortamında meydana gelen sıcaklık ve pH değişiklikleri, aşınma ve mekanik yükler; materyallerin yüzey özelliklerinde değişime neden olabilmektedir. Yüzey düzgünlüğünün bozulması; plak birikimine elverişli alanlar, antagonist yüzeyi aşındırma potansiyelinin artması ve renk değişikliklerinin meydana gelmesi ile sonuçlanmaktadır (90, 110, 114). Seramiklerin biyolojik uyumları ve uzun dönem kullanımlarındaki dayanımlarının belirlenmesi açısından ağız ortamında oluşan yüzey değişimlerinin incelenmesi önem taşımaktadır. Bu değişimlerin, sabit protetik tedavide kullanılabilecek restorasyon materyallerinin belirlenmesinde önemli bir unsur olduğu belirtilmiştir (90, 104, 131, 148).

Araştırmamızda, yeni geliştirilmiş olan reçine nano seramik materyaller ve hibrid seramiklerin ağız ortamında kullanımı sonucunda yüzey özelliklerinde meydana gelen değişimler diğer restoratif materyaller ve diş minesini ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. CAD/CAM sistemlerinde frezelenmeye uygun olarak üretilen bu materyaller (reçine nano seramik, hibrid seramik, feldspatik seramik, kompozit reçine bloklar) ve doğal diş minesinin farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletilmesinin ardından diş fırçalamaya bağlı oluşan aşınma düzeyleri, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü değerleri belirlenmiş, fırçalama işlemi yapılan yüzeylerde meydana gelen değişiklikler görsel olarak incelenmiştir. Böylece uzun ömürlü ve dirençli restorasyonlar oluşturabilmek için seçilmesi gereken materyaller konusuna ışık tutulması hedeflenmiştir.

Çalışmamızda diş fırçalama işleminden önce bekletildiği yiyecek ortamı değişkenine göre de deney örneklerinin yüzey özelliklerinin farklılık gösterip göstermediğinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla kullanılan ve deney örneklerinin konulduğu yiyecekleri taklit eden sıvılar (Food Simulating Liquids; FSLs), Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration; FDA, ABD) rehberine göre belirlenmiştir (67). Heptan, distile su, çeşitli konsantrasyonlardaki etanol-su solüsyonları ve sitrik asit yiyecekleri taklit etmek için

belirlenen kimyasallardır. Bu kimyasalların, tükürükten ve sık olarak tüketilen yiyeceklerden klinik olarak beklenen normal bozunmayı taklit edebildikleri ve sürekli uygulama ile hızlandırdıkları için önemli değişkenler olduğu belirtilmiştir (67). Söderholm ve ark. su ve diğer kimyasalların, reçine esaslı materyallerin doldurucu matrislerindeki bağlarda zamanla parçalanmaya neden olduğunu ve bunun da materyalin aşınma direncinde azalmaya neden olabileceğini bildirmiştir (28). Ayrıca, materyallerin sertlik değerlerinin de su emilimi ile büyük oranda değişebileceği ve bunun da ilk 7 günde meydana geldiği bildirilmiştir (212). Materyallerin hızlandırılmış yaşlanmasını taklit etmek için Wu solventi olarak da bilinen, % 75' lik etanol-su solüsyonunun, çözücülerin materyallerin yüzey özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen araştırmalarda yaygın olarak kullanıldığı görülmektedir (28, 67). Bu konsantrasyonun; polimer bozunmasını ve yapay aşındırıcı şartlar altında difüzyon kontrollü davranışları başlatıp devam ettirdiği bildirilmiştir (28, 67, 80, 108, 187, 212). Asidik içecek ve yiyeceklerin restoratif materyaller ve diş minesi üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalarda çeşitli zaman dilimlerinde bekletme süreleri planlanmıştır. Bazı çalışmalarda 1 saatten başlayarak 15 güne kadar örnekler solüsyonlarda bekletilirken, bazılarında ise 3 aydan başlayarak 1 yıla kadar değişen zaman dilimlerinde bekletme süreleri planlanmıştır (28, 44, 52, 205, 212). Materyallerin 6 aylık kullanımı sonucundaki yüzey değişimlerini değerlendirmeyi amaçladığımız çalışmamız için, kullandığımız materyalleri de göz önünde bulundurarak bu 6 aylık süreyi simüle edebileceğimiz bir sıvı içinde bekletme süresi belirledik. Prof. Dr. J. Anthony Von Fraunhofer' in önerileri doğrultusunda çalışmamızda kullandığımız seramik, reçine nano seramik, hibrid seramik ve kompozit reçine materyaller için belirlediğimiz sıvı içinde bekletme süresi; bir haftadır. Bu süre literatürdeki önceki çalışmalar ile benzerlik gösterecek şekilde yiyecekleri taklit eden sıvıların etkisini hızlandırmak için belirlenmiştir (28, 212). Çalışmamızda her deney grubundan 24 adet silindir şeklindeki örnek; eşit sayıda örnek içeren 4 alt gruba ayrılarak deney süresince yiyecek ortamlarını taklit eden solüsyonlarda (etil alkol, sitrik asit, heptan, distile su) bekletilmiştir.

Materyallerin yüzey sertliğinin sabit protetik restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri olduğu bildirilmiştir (13). Yüzey sertliğinin ölçülmesinde kullanılan testlerde; testin tipine göre, konik veya küresel şekilli bir ucun batırılmasına karşı materyalin gösterdiği direnç ölçülmektedir (40). Dental materyallerin sertlik ölçümlerinde en çok kullanılan testler; Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop'dur. Brinell ve Rockwell sertlik testlerinin daha çok metal alaşımlarda, Vickers ve Knoop sertlik testlerinin ise altın, porselen, kompozit reçineler ve simanlar gibi diş hekimliğinde kullanılan materyallerin sertliğinin

ölçülmesinde kullanılmasının uygun olduğu bildirilmiştir (35, 42). Çalışmamızda, malzemelerin yüzey sertliklerini belirlemek amacıyla Vickers sertlik testi kullanılmıştır.

Yüzey sertlik değerlerinin; test edilen materyalin içeriği, kullanılan sertlik ölçüm cihazı, uygulanan yük ve bekleme süresi gibi çeşitli faktörlerden etkilendiği belirtilmiştir (42, 134). Sertlik ölçümünde kullanılan malzeme ve uygulanan yükün önemli olması nedeniyle çalışmamızda, 300 gram yük 12 saniye süre ile örnek yüzeylerine uygulanmıştır (24, 215).

Çalışmamızda elde edilen mikrosertlik ölçümü bulgularının parametrelerle ilişkilerinin karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA), farklılığa neden olan grubun tespitinde Bonferroni testi, parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında ise paired sample t testi ve Student's t testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmede, feldspatik seramiğin deney öncesi yüzey mikrosertlik ortalama değerinin diğer tüm materyallerin (mine yüzeyleri, reçine nano seramik, hibrid seramik, kompozit reçine blok) yüzey mikrosertlik değerlerinden anlamlı şekilde yüksek olduğu belirlenmiştir ($p < 0.01$) (Tablo 4.1). Reçine nano seramik ve kompozit reçinenin yüzey mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.1). Mine yüzeyleri ve hibrid seramiğin ise yüzey mikrosertlik değerleri (mine örneklerinin yüzey mikrosertlik değeri sayısal olarak yüksek olmakla beraber) birbirine benzer olarak bulunmuştur ($p > 0.05$) (Tablo 4.1).

Restoratif materyallerin yüzey mikrosertliklerinin kıyaslandığı diğer araştırmalarda, çalışmamızı destekler nitelikte mine yüzeyleri ve hibrid seramiğin benzer yüzey mikrosertlik değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir (7, 142, 194). Çalışmamızda kullanılan materyaller arasında en yüksek yüzey mikrosertlik değerlerine önceki çalışmalarla paralellik gösterecek şekilde feldspatik seramiğin ve hibrid seramiğin sahip olduğu görülmüştür (142,194). Hibrid seramiğin bünyesindeki inorganik doldurucu oranının reçine nano seramik ve kompozit reçine bloğa göre fazla olduğu bilgisinden yola çıkıldığında (194), ve önceki çalışma bulguları ile çalışmamızın sonuçları karşılaştırıldığında, materyallerin yapısındaki inorganik doldurucu oranı ile yüzey mikrosertlik miktarı arasında doğru orantılı bir etkileşim olduğu sonucuna varılabilir.

Deney örneklerimizin farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletilmesi sonrasında yapılan yüzey mikrosertlik değerlendirmesinde; mine yüzeyleri ve kompozit reçine

örneklerine ait bulgular dışında anlamlı farklar saptanmamıştır ($p>0,5$) (Tablo 4.3). Mine yüzeylerinin 0.02M sitrik asitte bir hafta süreyle bekletildikten sonra elde edilen yüzey mikrosertlik değeri diğer ortamlarda (distile su, heptan, %75 etanol) bekletilen örneklerden istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde düşük bulunmuştur. Kompozit reçinenin ise %75' lik etanol içerisinde bekletme sonrası elde edilen yüzey mikrosertlik değeri; diğer ortamlarda (distile su, heptan, 0.02M sitrik asit) bekletilen örneklerden anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p>0,5$) (Tablo 4.3).

Farklı yiyecek ortamlarında bekletmenin materyallerin yüzey mikrosertliğini düşürdüğünü belirten çalışmalar bulunmakla beraber (51, 119, 123), bir değişiklik yaratmadığını savunan araştırmalar da vardır (95, 114, 125). Bu farklılığın, kullanılan sıvı ortamın tipinden ve bekletme süresinin yeterli olmamasından kaynaklı olduğu bildirilmiştir (64, 142). Farklı yiyecek ortamlarının materyallerin yüzey mikrosertliğini düşürdüğünü belirten çalışmalarda (63, 119, 123) bekletme süreleri (28, 35 ve 360 gün) çalışmamızdaki bekletme süresine göre daha uzun belirlenmiştir.

Asidik ortamın doğal diş minesinin yüzey mikrosertliğine etkisini inceleyen birçok çalışmada; farklı yöntem ve farklı asit tipleri kullanılsa da genel kanı; bu etkileşimin, minenin yüzey mikrosertliğini düşürdüğü yönündedir (51, 95, 142). Çalışmamızda deney sonrasında mine yüzeyleri ve kompozit reçine örneklerinin yüzey mikrosertliğinin bekletildiği yiyecek ortamına bağlı olarak değişiklik gösterdiği saptanmıştır. Kompozit reçine bloklara göre daha küçük partikül boyutuna sahip olan reçine nano seramikte inorganik doldurucu partiküllerin organik matris ile temas yüzeyinin daha fazla olduğu ve bu durumun reçine nano seramik lehine yüzey mikrosertliğini arttırdığı bildirilmiştir (1, 101). Çalışmamızda 4-20 nm partikül boyutuna sahip reçine nano seramiğin, ortalama 0,85µm partikül boyutuna sahip kompozit reçineye göre yüzey mikrosertlik ortalama değeri aradaki fark istatistiksel açıdan anlamlı olmamakla beraber sayısal olarak daha yüksek belirlenmiştir. Partikül boyutunun küçülmesiyle temas yüzeyinin artmasının dolayısıyla materyalin daha iyi bütünleşmiş bir yapı haline gelmesinin yüzey mikrosertliğini artırıcı etki yarattığı düşüncesindeyiz.

Sabit protetik restorasyonların estetik görünümünü ve aşınmasını olumsuz yönde etkileyen bir diğer yüzey özelliği olan yüzey pürüzlülüğünün renklenme, plak birikimi ve gingival irritasyon gibi durumlara yol açtığı bildirilmiştir (26). Yüzey pürüzlülüğüne etki eden faktörlerden bazıları; materyalin kendi yapısından kaynaklanan özellikler olan inorganik doldurucu içeriği, boyutu, tipi ve organik matrise oranıdır (105). Yüzey pürüzlülüğü, materyal yüzeyinin iki boyutlu parametresi olarak tanımlanır ve profilometre adı verilen özel bir

cihazla ölçülür. Bu cihaz yüzey pürüzlülüğü ile ilgili değerleri rakamsal olarak verebilmektedir (102, 204). Çalışmamızda da yüzey pürüzlülüğünün ölçümü için profilometre cihazı kullanılmıştır.

Materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ilişkin yapılan istatistiksel değerlendirmede; deney örneklerinin yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletilmesinin ardından ölçülen yüzey pürüzlülük değerleri, feldspatik seramik örnekleri hariç diğer tüm örneklerde (mine yüzeyleri, reçine nano seramik, hibrid seramik, kompozit reçine blok) 0,02M sitrik asitte bekletme sonrası istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.8). Çalışmamızda en yüksek yüzey pürüzlülük değerleri, 0,02M sitrik asitte bekletilen mine yüzeyi örneklerinde görülmüş ve onu kompozit reçine örnekleri takip etmiştir (Tablo 4.5). Böylece farklı yiyecek ortamlarını taklit eden sıvıların araştırmamızda incelenen restoratif materyaller ve mine örneklerinin yüzey mikrosertlik ve pürüzlülük değerleri üzerine etkili olduğu gözlenmiştir. Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğünü inceleyen birçok çalışmada, büyük partiküllü materyallerin, yüzey pürüzlülüğünün fazla olduğu belirtilmiştir (90, 91, 142). Çalışmamızda da kullanılan Paradigm MZ 100 kompozit reçine örneğin partikül boyutu ortalama 0,85 μm 'dur. Bu değer, reçine nano seramiğin partikül boyutuna göre daha büyüktür. Dolayısıyla, Paradigm MZ 100 kompozit reçine örneğin yüzey pürüzlülük değerinin daha yüksek olmasının, materyalin partikül boyutundan kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

In-vitro deneylerde, materyallerde oluşan ağırlık değişimini ölçmek için hassas terazi, profil projeksiyon, profilometre, taramalı elektron mikroskobu gibi cihazlar ve yöntemler kullanılmıştır (64, 92, 95, 214). Çalışmamızda da deney örneklerinin ağırlık değişimini değerlendirmek için; diğer çalışmalarda ortak olan ve sıklıkla kullanılan 0,0001g hassasiyetle ölçüm yapabilen hassas terazi kullanılmıştır (159).

Materyallerin ağırlık değişimlerine ilişkin yapılan istatistiksel değerlendirmede; yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılarda bekletilen deney örneklerinin ağırlık ortalama değerlerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir değişim olmadığı gözlenmiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

Benzer şekilde yiyecek taklit eden sıvılar gibi diş fırçalama da materyallerin yüzey özellikleri üzerinde değişiklikler oluşturmaktadır. Genel olarak diş fırçalama kimyasal ajanlara maruz kalındıktan hemen sonra gerçekleşmektedir. Literatürde yiyecekleri taklit eden sıvıların ve diş fırçalamanın yüzey özelliklerine etkisini ayrı ayrı inceleyen çalışmalar

olmasına rağmen her ikisinin birlikte etkisini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu etkileşimin de klinik olarak önemli olduğu düşüncesindeyiz. Çalışmamızda deney örnekleri farklı yiyecekleri taklit eden sıvılarda bekletildikten sonra aşındırıcı özelliği yüksek olan diş macunu ile fırçalanmıştır. Kullanılan diş macununun aşındırıcı özelliği, fırçalamanın şekli, süresi ve materyalin yapısının da fırçalamaya bağlı oluşan aşınmayı etkileyen faktörler arasında olduğu belirtilmiştir (16, 103, 193). Her bireyde, ağız içinde pek çok parametre söz konusu olduğu için ağız ortamının tamamen taklit edilmesi mümkün olamamaktadır. Bu nedenle, diş fırçalamaya bağlı oluşan aşınmayı ve ağız ortamını bu yönden taklit etmeyi amaçlayan birçok diş fırçalama cihazı geliştirilmiştir (16, 45, 152, 103, 193). Bu cihazlarda yük, hareket sayısı, karşıt materyal (aşındırıcı), fırçalama süresi gibi birçok değişken rol oynamaktadır ve bu değişkenlerin aşınma miktarına birebir etkili olduğu bildirilmiştir (90, 135). Fırçalama cihazlarında kullanılan yük, ağız ortamında fırçalama sırasında uygulanan yük ile benzer olmalıdır. Önceki çalışmalarda en fazla uygulanan parametreler göz önünde bulundurularak, çalışmamızda; fırçalama işlemi sırasında örnekler 150 gr yük altında ve beş yıllık klinik kullanıma eşdeğer olması için 8 saat süreyle fırçalanmıştır (16, 45, 90, 103, 135, 152, 193). Deney örneklerinin fırçalanması için elektrikli diş fırçaları ile diş fırçalamayı simüle etmek için ISO/ TR 14569-1 (diş fırçalamaya bağlı oluşan aşınma) standartlarına uygun olarak tasarladığımız deney düzeneği kullanılmıştır (Şekil 3.19) (99). Bu düzenekte fırçalama işleminin gerçekleştirildiği alan bir haznenin içinde yer almaktadır. Bu hazneye ağız ortamının taklit edilmesini sağlayan sıvılar konulabilmektedir. Çalışmamızda bu hazneye yapay tükürük ve diş macununun 2:1 oranında homojen şekilde karıştırılmasıyla hazırlanan sıvı konulmuştur.

Ağız ortamını taklit etmek amacıyla, fırçalama testleri sırasında distile su, deiyonize su, yapay tükürük, insan tükürüğü gibi ara maddeler kullanılabilmektedir (28, 103, 142, 193, 212). Bu konuyla ilgili yapılan bir çalışmada, insan tükürüğü, yapay tükürük ve distile su kullanılarak oluşturulan erozyon ve abrazyonun, mine ve dentine etkisi araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, yapay tükürük ve insan tükürüğünün benzer sonuçlar verdiği, distile suyun ise aşınmayı arttırdığı bildirilmiştir (84). Diğer taraftan genel olarak deneysel çalışmalarda insan tükürüğünün kullanılması durumunda tükürük örneklerinin bireyden bireye değişkenlik gösterebilmesi ve deneylerde standardizasyonun sağlanamaması, ayrıca çok miktarda ara madde gerekeceği için yeterli miktara ulaşmaya kadar bekletilen insan tükürüğünün özelliklerinin değişebilmesi nedenlerinden dolayı çalışmamızda kullanılmak üzere yapay tükürük tercih edilmiştir. Eroziv etki yaratmaması açısından yapay tükürüğün pH'sı önceki çalışmalarda olduğu gibi 7 olarak belirlenmiş ve fırçalama deneyinde

kullanılacak yapay tükürük formülünü belirlerken daha önce yapılan çalışmalardan yararlanılmıştır (2, 28, 90, 212).

Diş fırçalamaya bağlı aşınmanın değerlendirildiği çalışmaların bir kısmı in-vivo şartlarda, diğer bir kısmı ise in-vitro olarak laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir (16, 92, 103, 193). Aşınmayla ilgili yapılan in-vivo çalışmalarda farklı bölgelerdeki aşınma miktarını ölçmenin ve ağız içinde kontrol etmenin zor olması, ayrıca bu tür çalışmaların zaman alıcı ve pahalı olması nedeniyle in-vivo şartlarda yapılan çalışma sayısı oldukça sınırlıdır (16,92). Dolayısıyla in-vitro şartlarda yapılan çalışmalar çoğunluktadır (103, 193). Ayrıca in-vivo çalışmalarda, doğal dişlere verilebilecek zararların tamamen önlenememesi etik problemler oluşturmaktadır (16, 92). In-vitro çalışmalarda tükürüğün, eroziv sıvıyı seyreltmesi ve pelikül tabakasının koruyucu etkisi gibi biyolojik faktörler tam olarak taklit edilememektedir. Bu nedenle, laboratuvar çalışmalarında elde edilen aşınmanın, klinik aşınmaya göre daha fazla ve hızlı oluşacağı bildirilmiştir (17, 55, 205). In-vitro çalışmaların, materyallerin aşınması ile ilgili daha standart ve kısa zamanda elde edilebilen bilgilere ulaşılmasını mümkün kılacağı belirtilmiştir (103, 193, 205). Bu nedenlerden dolayı çalışmamız, daha hızlı, standart koşullarda ve ekonomik olarak çalışmaya imkan veren laboratuvar ortamında yapılmak üzere planlanmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ağız ortamında uzun süre bozulmadan kalmaları istenmektedir. Aşınma direnci, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü; materyallerin ağız içerisinde gösterecekleri davranışların belirlenmesinde etkili olan, yüzey özellikleridir. Ağızdaki pek çok faktörün yarattığı etkileri birbirinden ayırtetmek oldukça güçtür. Her etkenin tek başına araştırılmasının mümkün olduğu ancak etkenlerin oluşturduğu sonuca bakılarak bunların birbirinden ayırtedilmesinin mümkün olmadığı bildirilmiştir (202).

Çalışmamızda aşınan yüzeylerdeki yüzey mikrosertlik değişimi incelenmek istenmiştir. Ancak yüzey mikrosertliği ölçümünün doğru bir şekilde yapılabilmesi için, ölçümün düz bir yüzey üzerinden gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Fırçalama işlemi uygulanan yüzeylerde bir oluk oluşmaktadır ve bu oluğun taban kısmı düz değildir. Yüzey yer düzlemine paralel olmadığı zaman, yüzey sertliğinin olduğundan daha yüksek ölçülmesine sebep olacağı belirtilmiştir. Bu nedenle fırçalanmış yüzeylerde yüzey mikrosertlik ölçümü yapılamamıştır.

Fırçalama sonrası yapılan yüzey pürüzlülük değerlendirmesinde ise feldspatik seramik grubu hariç tüm örneklerin yüzey pürüzlülük ortalama değerlerinde artışa

rastlanmıştır ($p<0.01$) (Tablo 4.8). Ancak fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğünde en büyük artış 0.02M sitrik asitte bekletildikten sonra fırçalanan deney gruplarında görülmüştür. Bunun nedeni olarak asidik ortamda matris yapısının zayıflaması sonucu fırçalama işlemi sırasında partiküllerin materyalden daha kolay ayrılması olarak gösterilmiştir (142). Fırçalama sonrası en yüksek yüzey pürüzlülük ortalama değerlerine mine yüzeyi örneklerinde, en düşük yüzey pürüzlülük ortalama değerlerine ise feldspatik seramik örneklerinde rastlanmıştır. Çalışmamızın sonuçları bu konuda yapılan çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Mörmann ve ark. da 2013 yılında hibrid seramik, feldspatik seramik ve reçine nano seramiğin fırçalanma sonrası parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü değişimini inceledikleri çalışmalarında hem hibrid seramiğin hem de reçine nano seramiğin fırçalanma sonrası yüzey pürüzlülüğünün arttığını tespit etmişlerdir. Feldspatik seramik örneklerinin yüzey pürüzlülüğünde ise anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir (142). Dolayısıyla fırçalanan örneklerin yüzey pürüzlülüğünün fırçalama öncesi yüzey pürüzlülük değerlerine göre arttığı ve aradaki farkın istatistiksel açıdan anlamlı olduğu önceki çalışmalarla da desteklenmiştir. Ağız ortamında uygulanan restorasyonların ideal yüzey pürüzlülük ortalama değerinin $0,2\mu\text{m}$ 'nin altında olması gerektiği bildirilmiştir (26). Çalışmamızda kullanılan hibrid seramik ve reçine nano seramiğin yüzey pürüzlülük ortalama değerleri $0,4- 0,7\mu\text{m}$ aralığında saptanmıştır. Hibrid seramik ve reçine nano seramiğin yüzey pürüzlülük değerlerinin kabul edilebilir değerden fazla olduğu ve zamanla, ağız içinde kullanımları sonucu bu değerlerin daha da artacağı göz önünde bulundurulduğunda bu materyallerin kullanımının yüzey deformasyonu ve plak birikimi ve renk değişimi gibi çeşitli sorunlara yol açabileceği düşüncesindeyiz.

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğü; materyalin inorganik doldurucu içeriğine, doldurucunun tipi ve boyutuna bağlı olarak değişebilmektedir (110, 148, 209). Araştırmacılar, materyallerin pürüzlülük değerlerinin uyumlu olmamasının, partikül boyutundaki ve materyal içeriğindeki farklılıklardan kaynaklı olduğunu savunmuşlardır (110, 209). Çalışmamızda kullanılan materyallerin içeriği; inorganik doldurucu miktarı ve partikül boyutu her bir materyal için farklılık göstermektedir (Tablo 3.1). Reçine nano seramiğin partikül boyutunun nanometre boyutunda olmasının, daha iyi cilalanabilmesini, dolayısıyla yüzey pürüzlülüğünün de kompozit reçine bloğa göre düşük olmasını sağladığı düşüncesindeyiz. Bilindiği gibi, kompozit reçineler, reçine matris ve inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadırlar. Doldurucular ve matris arasındaki bağın zayıf olmasının doldurucu partiküllerin kopmasına neden olarak yüzey pürüzlülüğünü arttıracak gibi aşınmaya olan direnci de azaltacağı bildirilmiştir (44, 91, 132, 208). Çalışmamızda örneklerin aşınmaya olan dirençlerini karşılaştırmak için çeşitli aşamalarda ağırlık ölçümleri yapılmıştır.

Fırçalama işleminin neden olduğu aşınmanın miktarı birçok değişik teknikle incelenebilmektedir. Kanter ve ark. aşınmayı ağırlık kaybı yüzdesini ölçerek araştırmıştır (108). Harrington ve arkadaşları (85) ise, aşınmayı kalınlık kaybını inceleyerek belirlemişlerdir. Aşınmanın araştırılmasında kullanılan diğer yöntemler ise hacim kaybı tekniği, yüzey pürüzlülük analizi, radyoaktivite ölçümü, SEM ve lazer yansıma teknikleri olarak bildirilmiştir (16, 64). In-vitro olarak gerçekleştirilen fırçalama deneylerinde, materyallerde oluşan madde kaybını ölçmek için hassas terazi, profil projeksiyon, profilometre, taramalı elektron mikroskobu gibi cihazlar ve yöntemler kullanılmıştır (64, 92, 95, 214). Çalışmamızda da fırçalamaya bağlı madde kaybını ölçmek için; diğer çalışmalarda ortak olan ve sıklıkla kullanılan 0,0001 g hassasiyetle ölçüm yapabilen hassas terazi kullanılmıştır (159).

Materyallerin fırçalama deneyi sonrası elde edilen ağırlık değerlerinin istatistiksel değerlendirmesinde; kompozit reçine örneklerin ağırlıklarının azalma yüzdeleri, diğer tüm materyallere (hibrid seramik, reçine nano seramik, feldspatik seramik) göre yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.8). Feldspatik seramik örneklerde ise fırçalama işlemine bağlı ağırlık değişimi istatistiksel yönden anlamlı olacak şekilde düşük bulunmuştur (Tablo 4.8). Reçine nano seramik ve hibrid seramik arasında yapılan ikili karşılaştırmada, reçine nano seramiğin ağırlıkça azalma yüzdesel değerinin hibrid seramikten yüksek olduğu saptanmıştır. Ancak bekletildiği yiyecek ortamı değişkenine göre yapılan istatistiksel değerlendirmede distile suda bekletildikten sonra fırçalanan gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir ($p > 0.05$) (Tablo 4.1). Hibrid seramiğin bekletildiği yiyecek ortamına göre ağırlıkça azalma yüzdesel değeri anlamlı bir şekilde değişmezken reçine nano seramik ve kompozit reçinenin 0.02M sitrik asitte bekletildikten sonra fırçalandıklarında daha yüksek ağırlık kaybı gösterdiği belirlenmiştir ($p < 0.05$) (Tablo 4.8).

Bu alanda yapılan çalışmaların sonuçları farklılık göstermektedir. Mörmann ve ark. 2013 yılında yaptıkları çalışmalarında, hibrid seramik, silikat seramik ve reçine nano seramiğe aşınma testi uygulamıştır. Sonuçta materyallerin aşınma miktarları doğal diş minesinin aşınmasıyla karşılaştırılmış ve istatistiksel yönden anlamlı bir fark saptanmamıştır (142). VITA firması tarafından yapılan feldspatik seramik, hibrid seramik, reçine nano seramik ve kompozit reçinenin fırçalanması sonucu aşınma miktarlarının değerlendirildiği bir başka çalışmada ise feldspatik seramik ve hibrid seramiğin benzer aşınma miktarlarına sahip olduğu bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada reçine nano seramik ve kompozit reçinenin diğer materyaller (feldspatik seramik, hibrid seramik) ile karşılaştırıldığında istatistiksel yönden

ileri derecede anlamlı olacak şekilde yüksek aşınma miktarlarına sahip olduğu ve de reçine nano seramiğin fırçalanma sonrası aşınma miktarının en yüksek olduğu bildirilmiştir (194). Yapılan çalışmalarda elde edilen aşınma değerlerindeki bu farklı sonuçların, yeni geliştirilen materyallerin mikroyapısal farklılıklarından veya uygulanan aşınma prosedürlerinin farklılığından kaynaklı olabileceği düşüncesindeyiz.

Materyallerin içeriğine ve yapısına göre farklı aşınma davranışları gözlemlenebileceği bildirilmiştir (90, 148, 152). Çalışmamızda yer alan materyaller (feldspatik seramik (VITA Mark II), reçine nano seramik(LAVA Ultimate), hibrid seramik (VITA Enamic), kompozit reçine blok (Paradigm MZ100)) gerek matris gerekse de inorganik doldurucu miktarı ve boyutları açısından farklı yapısal özelliklere sahip olduğundan farklı aşınma miktarları belirlenmiştir. Araştırmacılar genel olarak materyallerin aşınma kuvvetlerine karşı direncinin düşük olmasını, büyük partikül boyutuna ve zayıf inorganik doldurucu ile organik matris bağlantısına bağlamışlardır (52, 161, 187, 211). Bunlara ilave olarak organik matris aşınmasının ve doldurucu partikül kopmalarının fazla olması nedeniyle aşınma miktarının arttığını belirtmişlerdir (161, 187). Çalışmamızda da gerek inorganik partikül boyutunda gerekse de matris yapısında belli farklılıkları olan materyallerin aşınma değerleri arasında da istatistiksel açıdan anlamlı farklar belirlenmiştir ve bu durum araştırmacıların bulgularını destekler yöndedir. Ayrıca uygulanan aşındırma tekniği ve fırçalama işleminin süresi de önemlidir. Fırçalama süresinin dental materyallerin yüzey bozulmalarında etkili olduğu bildirilmiştir (135).

Çalışmamızda materyallerin yüzey mikrosertliği ve aşınma miktarları birlikte değerlendirildiğinde feldspatik seramik ve hibrid seramik dışındaki restoratif materyallerin yüzey mikrosertlik değerleri ile aşınma dirençleri arasında bir ilgi olmadığı saptanmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre feldspatik seramik örneklerin diğer materyaller ile karşılaştırıldığında daha yüksek yüzey mikrosertlik değerine ve aşınma direncine sahip olduğu görülmüştür. Bu alanda yapılan çalışmalarda yüzey mikrosertliği ve aşınma direnci arasında bir ilişki olduğunu belirten araştırmacılar bulunmakla beraber (142, 194) bir ilişki olmadığını savunan araştırmacılar da vardır (132, 161). Önceki çalışma bulguları ve çalışma sonuçlarımız birlikte değerlendirildiğinde materyallerin aşınma davranışlarında, yüzey mikrosertliğinin tek başına etkili bir faktör olmadığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, test edilen materyallerde oluşan aşınma miktarları ve yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırmalı olarak değerlendirildiğinde, feldspatik seramik ve hibrid seramiğin fırçalanma sonrası aşınma miktarlarının düşük, ayrıca yüzey pürüzlülük

değerlerinin de az olduğu saptanmıştır (Tablo 4.9, 4.10, 4.11, 4.12). Reçine nano seramik ve kompozit reçine bloğa ait deney örneklerinde ise yüzey pürüzlülük değerleri yüksek, aşınma değerleri ise fazladır. İnorganik doldurucu partikül çevresinde bulunan matris yapısının aşınması sonucu yüzeyde kalan partiküllerin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı ayrıca matris desteği azalmış partiküllerin yüzeyden daha kolay ayrılması ile aşınma miktarının da buna bağlı olarak arttığı düşüncesindeyiz. Tüm veriler dikkate alındığında genel itibariyle görülen aşınma miktarları ve yüzey pürüzlülük değerleri arasında net bir bağlantı saptanmamıştır. Ancak yine de feldspatik seramik ve hibrid seramik materyalleri için yüzey pürüzlülük ve aşınma miktarları arasında belli bir uyumdan söz etmek mümkün olabilmektedir.

Çalışmamızda test edilen materyallerin yüzey mikrosertlik ve yüzey pürüzlülük değerleri birlikte değerlendirildiğinde, sonuçlar arasında bir ilişki saptanmamıştır (Tablo 4.16). Yüzey pürüzlülüğünde etkili olan faktörün materyalin yüzey sertliğinden çok partikül yapısına bağlı olduğu bildirilmiştir (161). Diğer taraftan Hamouda, dental materyallerin yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında negatif bir ilişki olduğunu, yüzey sertliği yüksek olan materyallerin yüzey pürüzlülüğünün fazla olduğunu bildirmiştir (82). Ancak böyle bir ilişki çalışmamızda saptanmamıştır. Çalışmamızın sonuçları bu açıdan değerlendirildiğinde yüzey sertliğinin organik matris yapısına ve inorganik doldurucu oranına, yüzey pürüzlülüğünün ise materyalin reçine matris içerip içermemesine ve doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne bağlı olarak değiştiği sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızın istatistiksel analiz sonuçlarını görsel olarak desteklemek ve yüzey özellikleri hakkında bilgi edinmek amacıyla örnekler taramalı elektron mikroskobunda farklı büyütme ölçeklerinde incelenmiştir. Reçine nano seramik ve kompozit reçine örneklerinden alınan taramalı elektron mikroskobu görüntülerinde, her iki materyalde de yüzeyde materyalin parçalanması ile oluşan partikül şeklinde aşınma ürünleri ve madde kaybına işaret eden derin çizikler görülmektedir. Reçine nano seramik örneklerinde gözlenen hasar bölgeleri fırçalama işlemi uygulanan kompozit reçine (Paradigm™ MZ 100) örnek yüzeylerindeki göre daha küçük boyutludur. Bu materyallerde gözlenen hasar bölgelerinin, çalışmamızda elde edilen aşınma ve yüzey pürüzlülüğüne ait istatistiksel analiz bulgularıyla da uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Taramalı elektron mikroskobu incelemeleri sonucu, yüzey özellikleri materyale göre değişkenlik göstermekle beraber, aşınmanın çalışmada yer alan hibrid seramik, reçine nano seramik ve kompozit reçine örneklerde meydana geldiği görülmüştür.

Reçine nano seramiğin ve hibrid seramiğin çalışmamızda değerlendirmeye alınmasının, yüzey özellikleri açısından mine yüzeyleri, seramik ve kompozitler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesinin nedeni; yeni geliştirilen bu materyallerin seramik ve kompozitler arasında köprü oluşturabilecek ara materyaller olarak tanıtılmasıdır. Hibrid seramik (Enamic) ve reçine nano seramik (Lava Ultimate) örneklerin aşınma bulgularına ait istatistiksel verileri genel olarak değerlendirdiğimizde bu iki materyali benzer şekilde sınıflandırabildiğimizi görmekteyiz. Ancak her iki materyalin 0.02M sitrik asitte bekletilen deney gruplarının aşınma bulgularını karşılaştırdığımızda bu materyallerin birbirinden farklı şekilde sınıflandırılması gerektiği sonucuna varmaktayız. Bu ayrılığın sebebi; 0.02M sitrik asitte yaşlandırmanın Lava Ultimate örneklere olan etkisinin Enamic örneklere olan etkisinden anlamlı düzeyde yüksek oluşudur. Literatürde farklı yiyecek ortamlarının yeni geliştirilen reçine nano seramik ve hibrid seramik materyallerine olan etkisini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak nano kompozitlerin aşınma miktarını değerlendiren bir çalışmada; nano doldurucu içeren kompozitlerde aşınma miktarının fazla olduğu bulunmuştur (186). Aşınmanın küçük partiküllere sahip kompozitlerde fazla olması, nanometre boyutundaki doldurucu partiküllerin istenilen yük desteğini sağlamak için çok küçük olması ile açıklanmıştır (97). Bununla beraber küçük partiküller karşıt yüzeylerdeki pürüzlülük ile kolayca uzaklaşabilmektedir. Ilie ve Hickel de büyük boyuttaki doldurucu partiküllerin aşınma direncinin fazla olduğunu göstermişlerdir (96). Materyallerin aşınma oranının inorganik doldurucu tipi, büyüklüğü ve miktarıyla ilişkili olabileceği bildirilmiştir. Hacimce yüksek oranda inorganik doldurucu içeren reçinelerin yüksek aşınma direnci gösterdiği belirtilmiştir (96, 97).

Materyallerin kullanım ömrünün doğrudan materyalin aşınmaya olan direnciyle ilişkili olduğu bildirildiğinden (63, 80, 108, 187), yeni geliştirilen malzemeler için klinik çalışmalarda aşınmayı değerlendirmek ve de aşınma miktarının ölçülmesine yönelik yöntemleri iyileştirmek önemini korumaktadır. İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğünün aşınma direncini etkileyen önemli bir faktör olduğu belirtildiğinden, pek çok klinik araştırma doldurucu partikül büyüklüğündeki değişiklikler üzerine odaklanmıştır (161, 187). Drummond ve ark.ları 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ne kadar küçük olursa partiküller arası boşluğun da o kadar az olacağını ve yumuşak reçine matrisi çevreleyen bir kalkan oluşturarak materyalin aşınma direncini yükselteceğini bildirmişlerdir (52). Bu bilgiyi destekler nitelikte; nano reçine kompozitler ile yapılan klinik çalışmalarda başlangıçta iyi sonuçlar alınmıştır (57, 119). Ancak Ilie ve Hickel

yaptıkları kapsamlı incelemelerinde nano reçine kompozitlerin yüksek su absorpsiyonuna bağlı olarak aşınma direnci ve yüzey mikrosertliğinin azaldığını bildirmişlerdir (96).

Çalışmamız yiyecek ortamlarını taklit eden sıvılar arasında pH farklılıklarını karşılaştırmayı amaçlamasa da daha büyük materyal kaybı kompozit reçine esaslı materyaller sitrik asit (pH 3.0) gibi düşük pH solüsyonlarına maruz bırakıldıktan sonra fırçalandığında görülmüştür. Bu sıvıların reçine yapısında yer alan polimerik zincirlerdeki erozyon miktarını arttırdığı bildirilmiştir (44, 213). Bu alanda yapılacak yeni çalışmaların, materyallerin mekanik özellikleri ve yüzey özelliklerini farklı pH ortamlarının ne şekilde etkileyeceğinin değerlendirilmesi açısından faydalı olacağı düşüncesindeyiz.

Çalışmamızda elde edilen bir diğer bulgu, %75' lik etanol solüsyonu içerisinde bekletilen kompozit reçine örneklerin yüzey mikrosertlik ortalama değerinin diğer ortamlarda (distile su, heptan) bekletilen gruplar ile kıyaslandığında anlamlı biçimde azalma göstermesidir (Tablo 4.2). Bu bulgunun Bis-GMA molekülleri içeren reçine matrisin etanol içerisindeki çözünürlüğüyle ilişkili olabileceği düşünülmektedir (42, 148). Bu konuyla ilgili yapılmış çalışmalarda etanol ile sağlanan kimyasal bozulmanın, polimerik zincirin düzleşmesiyle yüzeyden kısmen uzaklaşmasına bağlı olarak gerçekleştiği bildirilmiştir (82, 179, 213). Yap ve ark. 2001 yılında yaptıkları çalışmalarında çözünürlük parametreleri $3 \times 10^4 \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$ civarında olan solüsyonların Bis-GMA bazlı kompozitlerin matris yapısında anlamlı bozulmalara neden olabileceğini bildirmişlerdir (213). Bu bozulmanın, materyalin fırçalanma işlemi sonucu daha kolay aşınmasına neden olabileceği düşüncesindeyiz. Materyale ilişkin yüzey değişimleri şu şekilde ilerlemiş olabilir; materyaller, kimyasal solüsyon içerisinde bekletildiğinde daha yumuşak olan reçine matriste değişimler sağlanmış olur. Bu da doldurucu partiküllerin daha rahat açığa çıkmasına yol açar. Sonrasında da fırçalama işlemi bu açığa çıkan doldurucu partiküllerin yüzeyden daha kolay uzaklaşmasını sağlar. Sonuç olarak, organik matrisin bozulmasının, partiküllerin yüzeyden ayrılmasına, bu durumun da aşınma ve yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olacağı görüşündeyiz. Etanolün; kompozit reçine blok örneklerde gösterdiği bu etkiyi, reçine nano seramikte göstermemesi, materyalin matris yapısındaki değişim miktarıyla açıklanabilir.

Çalışmamızda yiyecek ortamı değişkenliklerinin materyallerin kimyasal dayanıklılığına ve fırçalamanın da yüzey özelliklerine etkisi değerlendirilmiştir. Farklı yiyecek ortamlarına maruz bırakıldıktan sonra materyallerin fırçalanması ve buna bağlı değişen yüzey özelliklerinin incelenmesiyle bu özelliklerin; materyalin içeriği, inorganik doldurucu miktarı, reçine tipi, partikül boyutu, kimyasal veya mekanik bir etkiye maruz kalıp

kalmaması gibi faktörlerden etkilendiği görülmüştür. Ağız içi ortamın kimyasal tamponlama mekanizmaları sayesinde farklı yiyecek ortamlarına kısa süreli teması söz konusudur. Bu açıdan bakıldığında bu çalışmada ölçülen değerlere ağızda daha uzun sürelerde ulaşılabilir. Ağız ortamında aşınma olayına çeşitli faktörlerin bir arada etki ettiği de göz önünde bulundurulursa, in-vitro koşullarda elde edilen bu sonuçların bir sonraki aşamada in vivo olarak incelenmesi gerektiği konusu ortaya çıkmaktadır. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılacak olan materyallerin seçimine ışık tutması açısından, bu konuda yapılacak çalışmaların in-vivo şartlarda da incelenmesinin yararlı olacağı düşüncesindeyiz.

Ağız ortamı pek çok değişkenin hakim olduğu karmaşık bir yapı olduğundan çalışmamızda mekanik ve kimyasal etkenler karşısında materyallerin gösterdiği yüzey özellikleri değerlendirilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre herhangi bir yiyecek ortamını taklit eden sıvının yeni geliştirilen CAD/CAM materyallerinin yüzey özelliklerini kabul edilemeyecek şekilde etkilemediği tespit edilmiştir. Ancak beş yıllık bir kullanımı taklit eden fırçalamanın neden olduğu mekanik kuvvetler karşısında hibrid seramik ve reçine nano seramiğin yüzey pürüzlülüğünde artış ve ağırlık değerlerinde azalma gözlenmiştir. Materyallerin bu özelliklerinin farklı saklama ortamlarında, farklı süre ve sıcaklıklarda hatta farklı kuvvetler altında inceleyen çalışmalara ihtiyaç vardır.

Araştırmamızda yeni geliştirilen hibrid seramik materyaline ilişkin sonuçlar umut verici olmasına rağmen; üretim kolaylığı, istenilen yüzey özellikleri ve klinik kullanım açısından dengenin sağlanabilmesi için hibrid seramiğin; in vitro ve in vivo olarak test edilmeye devam edilmesinin materyalin başarısı için gerekli olduğu görüşündeyiz.

CAD/CAM bloklarının standart endüstriyel üretim işleminin hataları azaltacağı ve verimi daha iyi ve daha üstün özelliklere sahip materyaller üretilmesini sağlayacağı bildirilmiştir (142, 183), bu sürecin geliştirilmesinin çok daha iyi yüzey özelliklerine ulaşılmasını sağlayabileceği düşüncesindeyiz. Özellikle reçine kompozitlerin polimerizasyonu sırasında yüksek basınç ve yüksek ısının kullanılmasının pek çok test edilen materyalde mekanik özellikleri arttırarak pozitif sonuçlar verdiği bildirilmiştir (145, 146, 147). Eğer bu çalışmalarda kullanılan üretim prosedürü piyasada mevcut CAD/CAM materyallerine de uygulanırsa gerekli özelliklerin devamını sağlayacağı gibi mevcut materyallerin klinik kullanımında ve yüzey özelliklerinde de iyileşmeye yol açabileceği düşüncesindeyiz. Ancak bu eksiklikler giderildikten sonra reçine kompozitler ile seramikler arasında köprü kurmayı başarabilen bir malzemeye sahip olabileceğimiz görüşündeyiz.

Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda VITA Enamic ve Lava™ Ultimate ‘in henüz bu iddiayı karşılayacak düzeyde olmadığı görülmüştür.

Önceki çalışmalarda sıklıkla indirekt restorasyonların üretimi için kullanılan reçine esaslı CAD/CAM materyalleri incelenmiş ve farklı sonuçlar elde edilmiştir. Özellikle doğal diş görünümünü taklit etmesi, karşıt doğal dişte minimal aşınma ve iyileştirilmiş kırılma direnci bu çalışmalarda bildirilen avantajlar olmuştur (20, 109, 121). Materyalin yüksek aşınma potansiyeli, yüzey bozulması, kırıklar ve renk değişimi ise listelenen dezavantajlardır (14, 20, 192). Bu çalışmaları kriter olarak alıp yeni geliştirilen hibrid seramik ve reçine nano seramikle ilgili daha kapsamlı çalışmalar yapılabilir. Materyale ilişkin gelecekte özellikle aşınma, biyolojik uyum, kırılma dayanımı, renk stabilitesi ve freze işlemine yönelik daha fazla araştırma yapılması gerektiği düşüncesindeyiz. Komplikasyonları, mikrosızıntıyı, başarıyı ve restorasyonun ömrünü değerlendiren prospektif klinik çalışmaların yapılmasının da yararlı olacağı görüşündeyiz.

Elde edilen sonuçlar doğrultusunda görüşümüz, bu yeni geliştirilen materyallerin kullanımını uzun dönem geçici restorasyonlarla sınırlamak özellikle de tedavi planlaması süresince ve de diş hekimliği eğitiminde simülasyon amacıyla kullanılabilirler. Pre-klinikte döner aletler kullanılarak yapılan diş preparasyonu Diş hekimliği eğitimi için oldukça faydalı ve gereklidir. Bununla birlikte kullanılan fantom diş malzemelerinin doğal dişten farklı olduğu bilinmektedir ancak onlarca yıldır değişmemiştir. Çalışmamızda yeni geliştirilen hibrid seramik materyalinin (Enamic) doğal dişe oldukça yakın yüzey mikrosertlik değeri gösterdiği belirlenmiştir. Bu yüzden materyalin fantom diş yapımında kullanılmak için iyi bir alternatif olabileceği ve öğrencilerin diş preparasyonu yaparken ilk doğal dişlere yakın özellikleri algılaması eğitime ve gelişmesine katkı sağlayabileceği düşüncesindeyiz. Biyomimetik özellikleri nedeniyle hibrid seramiğin, prefabrike diş üretimi için de iyi bir alternatif olabileceği düşüncesindeyiz. Hibrid seramik yapısındaki VITA Enamic implant üstü daimi protezleri yapımında kullanıldığında, dentin ve mine arasında yüzey mikrosertliği gösterdiğinden aşırı oklüzal kuvvetlerin implant dayanaklarda oluşturacağı yıkımlara karşı stres absorpsiyonu özelliği gösterebileceği ve oklüzyon kaynaklı komplikasyonları minimize edebileceği görüşündeyiz.

Özetle, konvansiyonel reçine kompozitler ile kıyaslandığında reçine nano-seramiğin (Lava Ultimate) yapısında bulunan seramik nano partiküllerin materyalin yüzey özelliklerini geliştirmediği görülmüştür. Bununla birlikte, yüzey mikrosertliği ve aşınma değerleri hibrid seramikte (VITA Enamic) daha önce reçine kompozit materyallerde görülmemiş bir şekilde

iyileşmiştir. Ancak bu bulgular materyalin sahip olduğu yüzey özellikleri ve aşınma direncinin dental seramiklerle kıyaslandığında daha düşük olduğu gerçeğini de değiştirmemektedir. Elde edilen veriler, konuya ilişkin yeni araştırmaların yapılmasının faydalı olacağını göstermektedir. Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda; bu materyallerin klinik kullanımları ve değerlendiriliş biçimlerinin konvansiyonel reçine kompozitlere benzer şekilde olmasının faydalı olacağı anlaşılmaktadır.



KAYNAKLAR

- 1- 3M ESPE, 2012. Lava Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Profile. St. Paul, 3M Espe Dental Products.
- 2- Addy M. Tooth brushing, tooth wear and dentine hypersensitivity – are they associated? *Int Dent J* 2005; **55(4)**: 261-267.
- 3- Ahmed W, Elhissi A, Subramani K. *Emerging Nanotechnologies in Dentistry*. 1st ed, Norwich (NY): William Andrew 2011; 52.
- 4- Akgungor G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent* 2008; **99(5)**: 388-389.
- 5- Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2006; **53(2)**: 254-259
- 6- Almeida Pdel V, Grégio AM, Machado MA, de Lima AA, Azevedo LR. Saliva composition and functions: a comprehensive review. *J Contemp Dent Pract* 2008; **9(3)**: 72-80
- 7- Andrea C, Michael VS, Norbert T. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Aust Dent J* 2012; **56(1)**: 59-66.
- 8- Anusavice KJ, Shen C, Lee RB. Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. *J Dent Res* 1992; **71**: 1134-1138.
- 9- Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992; **6**: 82-9.
- 10- Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 12th ed, Philadelphia: Elsevier Ltd; 2012.
- 11- Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 1993; **124**: 72-84

- 12- Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; **18**: 590-595.
- 13- Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; **27**: 275-278.
- 14- Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006;**95**: 117-123.
- 15- Azevedo SB, Kantorski KZ, Valandro LF, Bottino MA, Pavanelli CA. Effect of brushing with conventional versus whitening dentrifices on surface roughness and biofilm formation of dental ceramics. *Dent Mater* 2011; **18 (11)**: 123-130.
- 16- Azzopardi A, Bartlett DW, Watson TF, Smith BG. A literature review of the techniques to measure tooth wear and erosion. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2000; **8(3)**:93-97.
- 17- Bardow A, Moe D, Nyvad B, Nauntofte B. The buffer capacity and buffer systems of human whole saliva. *Arch Oral Biol* 2000; **45(1)**: 1-12.
- 18- Barnes CM, Russell CM, Weatherford TW. A comparison of the efficacy of 2 powered toothbrushes in affecting plaque accumulation, gingivitis, and gingival bleeding. *J Periodontol* 1999; **70(8)**: 840-7.
- 19- Bartlett DW, Shah P. Critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res* 2006; **85(4)**: 306-312.
- 20- Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. *Int J Prosthodont* 2003; **16**: 239-243.
- 21- Bello A, Jarvis R. Review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. *J Prosthet Dent* 1997; **78**: 437-40.
- 22- Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig* 2009; **13(4)**: 445-451.
- 23- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; **204(9)**, 505-511.

- 24- Bhusban B. *Principles and applications of tribology*. 2nd ed, New York: John Wiley&Sons Inc; 2013: 97-99
- 25- Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM. Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up. *J Prosthet Dent* 2009; **102(5)**: 290-297.
- 26- 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(4)**:258-69.
- 27- Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998; **20(1)**:79-92.
- 28- Budavari S, O'neil MJ, Smith A, Heckelmann PE, Kinneary JF. The Merck Index An encyclopedia of chemicals, drugs and biologicals. 12th Ed. Whitehouse station, NJ: Merck&Co, Inc 1996: 392, 393, 641, 796
- 29- Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater* 2011; **7(2)**: 858-865.
- 30- Chai TI, Stein RS. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent* 1995; **73(6)**: 534-541.
- 31- Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010; **89**: 549-560.
- 32- Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; **27**: 535-543.
- 33- Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 183-188.
- 34- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; **23**: 45-61.
- 35- Clarke DE. Environmental stability of materials-issues and opportunities. *MRS Bull* 1993; 25-8.

- 36- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; **34**: 124-133.
- 37- Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behavior Biomed Mater* 2013; **26**: 34-42.
- 38- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic network materials. *Dent Mater* 2113; **29**: 419-426.
- 39- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; **98**: 389-404.
- 40- Copps DP, Lacy AM, Curtis T, Carman JE. Effects of topical fluorides on five low-fusing dental porcelains. *J Prosthet Dent* 1984; **52**: 340-343.
- 41- Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; **20**: 371-376.
- 42- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental Materials; Properties and Manipulation, 10th ed, Mosby; 2013.
- 43- Cronin MJ, Dembling WZ, Cugini MA, Thompson MC, Warren PR. Three-month assessment of safety and efficacy of two electric toothbrushes. *J Dent* 2005; **33(1)**: 23-8.
- 44- Da Costa J, Adams-Belusko A, Riley K, Ferracane JL. The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent* 2010; **38(2)**: 123-128.
- 45- Dahl BL, Carlsson GE, Ekfeldt A. Occlusal wear of teeth and restorative materials. *Acta odontol scand* 1993; **51(5)**: 299-311.
- 46- Danser MM, Driesen GM, Timmerman MF, van der Velden, van der Weijden GA. A laboratory and clinical investigation comparing 2 oscillating/rotating electric toothbrushes. *J Clin Periodontol* 2000; **27(4)**: 277-83.
- 47- De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. *Int J Prosthodont* 2006; **19(2)**: 136-142.

- 48- Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic network material. *Dent Mater* 2014; **30**: 564-569.
- 49- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; **24(3)**: 299-307.
- 50- Dentifrices and Mouthwashes Accepted Dental Therapeutics by Council on American Dental Associations. Chicago: *ADA*; 1975: 306-309.
- 51- Devlin H, Bassiouny MA, Boston D. Hardness of enamel exposed to Coca-Cola and artificial saliva. *J Oral Reh* 2006; **33**: 26-30.
- 52- Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res* 2008; **87**: 710-719.
- 53- Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988; **117**: 715-720.
- 54- Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int* 2012; **43(6)**: 457-467.
- 55- Edgar WM. Saliva: its secretion, composition and functions. *Br Dent J* 1992; **172(8)**: 305-12.
- 56- Ehlen LA, Marshall TA, Qian F, Wefel JS, Warren JJ. Acidic beverages increase the risk of in vitro tooth erosion. *Nutr Res* 2008; **28(3)**: 299-303.
- 57- Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 2006; **10**: 119-125.
- 58- Ersu B, Hannak WB, Freesmeyer WB. Tam ve bölümlü protezlerde kullanılan akrilik rezin dişlerin sertliklerinin karşılaştırılması. *H. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2007; **31(4)**: 58-64.
- 59- Esquivel Upshaw JF, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to staining, flexural strength and chemical durability of core porcelains for all ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2001; **14(1)**: 284-288

- 60- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: two-year report. *J Am Dent Assoc* 2010; **141(2)**: 10-14.
- 61- Fasbinder DJ. Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent* 2010; **31(4)**: 2-11.
- 62- Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002; **23**: 911-916.
- 63- Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dent Mater* 2006; **22**: 689-692.
- 64- Field J, Waterhouse P, German M. Quantify and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent* 2010; **38(3)**: 182-190.
- 65- Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; **4(2)**: 89-106.
- 66- Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002; **18(1)**: 12-19.
- 67- Food and Drug Administration. FDA guidelines for chemistry and technology requirements of indirect additive petitions. FDA, Washington; 1976.
- 68- Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002; **33**: 503-510.
- 69- Fraunhofer JA, Rogers MM. Dissolution of dental enamel in soft drinks. *Gen Dent* 2004; **52(4)**: 308-312.
- 70- Fraunhofer JA. Average daily residence time of soft drinks in the mouth. *Gen Dent* 2011; **42(4)**: 118-121.
- 71- Freitas RA. Nanodentistry. *J Am Dent Assoc* 2000; **131(11)**: 1559-1565.
- 72- Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent* 2010; **31(9)**: 682-684.

- 73- Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995; **73**: 411-418.
- 74- Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 285-290.
- 75- Greenstein G. Clinical versus statistical significance as they relate to the efficacy of periodontal therapy. *J Am Dent Assoc* 2003; **134(5)**: 583-91
- 76- Griffin JD. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dent Today* 2013; **32(1)**: 124, 126-131.
- 77- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 449-456.
- 78- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 339-346.
- 79- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; **33(1)**: 9-18.
- 80- Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010; **23(5)**: 434-442.
- 81- Guler AU, Yılmaz F, Kulunk T, Güler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2005; **94(2)**: 118-124.
- 82- Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent* 2011; **23(5)**: 315-22.
- 83- Hamouda IM. Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials. *J Biomed Res* 2012; **26**: 143–151
- 84- Hara AT, González-Cabezas C, Creeth J, Zero DT. The effect of human saliva substitutes in an erosion-abrasion cycling model. *Eur J Oral Sci* 2008; **116(6)**: 552-6.

- 85- Harrington E, Jones PA, Fisher SA, Wilson HJ. Toothbrush dentifrice abrasion. *Brit Dent J* 1982; **153**: 135-138.
- 86- Hattab FN, Yassin OM. Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *Int J Prosthodont* 2000; **13**(2): 101-7.
- 87- He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011; **27**: 527-534.
- 88- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; **88**: 4-9.
- 89- Heintze S, Forjanic M. Surface roughness of different dental materials before and after stimulated toothbrushing in vitro. *Operative dentistry*. 2005; **30**(5): 617-626.
- 90- Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dental materials* Apr 2010; **26**(4): 306-319.
- 91- Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface Roughness and Gloss of Dental Materials as a Function of Force and Polishing Time in Vitro. *Dent Mater* 2006; **22**: 146-165.
- 92- Heintze SD. How to Qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006; **22**(8): 712-734.
- 93- Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; **53**(4): 297-303.
- 94- Holt LR, Boksman L. Monolithic zirconia: minimizing adjustments. *Dent Today* 2012; **31**(12): 78, 80-71.
- 95- Huysmans MC, Chew HP, Ellwood RP. Clinical studies of dental erosion and erosive wear. *Caries Res* 2011; **45**(1): 60-68.
- 96- Ilie N, Hickel R. Macro, micro and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater* 2009; **25**: 810-819.

- 97- Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2014; **56(11)**: 59-66.
- 98- International Organization for Standardization. Technical specification ISO 11609, International Standards for Toothpastes - Requirements for test methods and marking. Geneva, Switzerland, 2010.
- 99- International Organization for Standardization. Technical specification 14569-1. Dental materials - guidance on testing of wear resistance - Part 1: wear by tooth brushing. Switzerland, ISO; 2007.
- 100- Jain S, Gupta ON, Vaidya A. Nanotechnology: An emerging area in the field of dentistry. *J Dent Sci* 2013; **110**: 1-9.
- 101- Janet B, Quinn G. Material properties and fractography of an indirect dental resin composite dental materials. *J Esthet Restor Dent* 2010; **10**: 589-599.
- 102- Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1998; **42(4)**: 613-627.
- 103- Johannsen G, Tellefsen G, Johannsen A, Liljeborg A. The importance of measuring toothpaste abrasivity in both a quantitative and qualitative way. *Acta odontol scand* 2012; **2(1)**: 40-4.
- 104- Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC, Tansley GD. Wear of human enamel: a quantitative in vitro assessment. *J Dent Res* 1998; **77(12)**: 1983-90.
- 105- Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med* 2007; **18(1)**: 155-163.
- 106- Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; **27**: 701-706.
- 107- Kanaparthi R, Kanaparthi A. The changing face of dentistry: nanotechnology. *Int J Nanomed* 2011; **6**: 2799-804.
- 108- Kanter J, Koski RE, Martin D. The relationship of weight loss to surface roughness of composite resins from stimulated toothbrushing. *J Prosthet Dent* 1982; **47**: 505-513.

- 109- Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue Resistance and Microleakage of CAD/CAM Ceramic and Composite Molar Crowns. *J Prosthodont* 2012; **21**: 28-32.
- 110- Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J ProsthetDent* 2000; **83**: 664–7.
- 111- Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; **106**: 605-614.
- 112- Kelly RJ. Article analysis and evaluation: Computer-Aided Designed/Computer-Assisted Manufactured (CAD/CAM) all- ceramic crowns appear to perform better than all-composite resin crowns following the first 3 years of placement. *Compend Contin Educ Dent* 2011; **11**: 203–205.
- 113- Kelly RJ, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; **56(1)**: 84-96.
- 114- Kelly RJ, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; **75**: 18-32.
- 115- Kelly RJ. Clinically relevant approach to failure testing of all ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; **81 (6)**: 652-661
- 116- Kimura H, Horng CJ, Okazaki M, Takahashi J. Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength. *Dent Mater J* 1990; **9(1)**: 91-99.
- 117- Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; **108**: 308-315.
- 118- Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *Int J Comput Dent* 2012; **15(2)**: 159-164.
- 119- Kramer N, Reinelt C, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in Class II cavities: clinical results and margin analysis after four years. *Dent Mater* 2009;**25**: 750-759.
- 120- Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation.*J Am Dent Assoc* 2000; **131**: 20S-25.

- 121- Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2001; **4(3)**: 171-184.
- 122- Lagerlöf F, Oliveby A. Caries-protective factors in saliva. *Adv Dent Res* 1994; **8(2)**: 229-38.
- 123- Lambrechts P, Debels E, Landuyt KV, Peumans M, Meerbeek BV. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 2006; **22**: 693-701.
- 124- Lefever D, Perakis N, Roig M, Krejci I, Ardu S. The Effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *J Am Dent Assoc* 2012; **25(1)**: 54-58.
- 125- Lepisto TT, Mantyla TA. Corrosion of Glass, Ceramics and Superconductors. *Am J Dent* 1992; **7(2)**: 492
- 126- Lewis R, Dwyer-Joyce RS. Interactions between toothbrush and toothpaste particles during simulated abrasive cleaning. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. *Am J Dent* 2006; **220**: 755-65.
- 127- Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005; **26(7)**: 507-512.
- 128- MacCulloch WT. Advances of Dental Ceramics. *Br Dent J* 1968; **16**: 361-365.
- 129- MacNeill S, Walters DM, Dey A, Glaros AG, Cobb CM. Sonic and mechanical toothbrushes. An in vitro study showing altered microbial surface structures but lack of effect on viability. *J Clin Periodontol* 1998; **25(12)**: 988-93.
- 130- Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997; **10**: 459-466.
- 131- Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* 1996; **24**:141-148
- 132- Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000;**53**: 353-361.
- 133- Mc Lean JW. *Dental Ceramics*. Proceedings of the First International Symposium on Dental Ceramics. Chicago IL: Quintessence; 1983.

- 134- McCabe JF, Nayır EH (çev). *Dişhekimliği Maddeler Bilgisi*. 7. Baskı, İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi; 1999.
- 135- McCracken GI, Janssen J, Swan M, Steen N, de Jager M, Heasman PA. Effect of brushing force and time on plaque removal using a powered toothbrush. *J Clin Periodontol* 2003; **30(5)**: 409-13.
- 136- McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; **19**: 307-308.
- 137- McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. *Aust Dent J* 1981; **26(6)**: 407-408
- 138- Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 1. Assessment, treatment planning and strategies for the prevention and the passive management of tooth wear. *Br Dent J* 2012; **212 (1)**: 17–27.
- 139- Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; **7**: 73-80.
- 140- Mitra SB, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; **134**:1382–90.
- 141- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009; **28**: 44-56.
- 142- 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* 2013; **20**: 113-125.
- 143- Nakajima H, Okabe T. Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. *Dent Mater J* 1996; **15(2)**: 77-90.
- 144- Newton RG. The durability of glass; a review. *Glass Technol* 1985; **26**:21-38.
- 145- Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermopolymerization under high pressure. *Dent Mater* 2013; **29**: 535-541.

- 146- Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012; **28**: 592-534.
- 147- Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure Polymerized Resin-infiltrated Ceramic Networks. *J Dent Res* 2014;**93**: 62-67.
- 148- O'Brien WJ. *Dental Materials an Their Selection*. 4th ed, Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc 2009; 58-67.
- 149- Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 2002; **15(2)**: 122-128.
- 150- Patil M, Mehta DS. Guvva S. Future impact of nanotechnology on medicine and dentistry. *J Indian Soc Periodontol* 2008; **12(2)**: 34-40.
- 151- Penick C. Power toothbrushes: a critical review. *Int J Dent Hyg* 2004; **2(1)**: 40-4.
- 152- Pickles MJ, Joiner A, Weader E, Cooper YL, Cox TF. Abrasion of human enamel and dentine caused by toothpastes of differing abrasivity determined using an in situ wear model. *Int Dent J* 2005; **55(3)**: 188-193.
- 153- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Acta Biomater* 1999; **20(1)**: 1-25.
- 154- Piddock V, Qualtrough AJE, Brough I. Effect of an ion-exchange paste on the strength and chemistry of some dental porcelains. *Quint Dent Technol* 1993; **16**: 79-83.
- 155- Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants* 2007; **18(3)**: 73-85.
- 156- Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int* 2013; **44(5)**: 393-405.
- 157- Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 520-525.
- 158- Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont* 2010; **23(3)**: 214-216.

- 159- Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage--a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H* 2005; **219**: 233-243.
- 160- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 5th ed, USA: Mosby Inc 2016; 674-694
- 161- Ruddell DE, Maloney MM, Thompson JY. Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. *Dent Mater* 2002; **18**: 72-80.
- 162- Rusin RP, Häberlein I, Schmid B, Stöger H. Brown Plaque growth and activity on a resin nanoceramic CAD/CAM material. *Dent Mater* 2013; **29(1)**: 24-25
- 163- Rusin RP. Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compend Contin Educ Dent* 2001; **22(6)**: 35-41.
- 164- Rybachuk AV, Cekman IS. Nanotechnology and nanoparticles in dentistry. *Pharmacol Pharm* 2009; **1**: 18-21.
- 165- Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; **20(4)**: 383-388.
- 166- Satyanarayana TSV, Rai R. Nanotechnology: the future. *J Interdiscip Dent* 2011; **1(2)**: 93-100.
- 167- Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2003; **29**: 8-12.
- 168- Schulein TM. Significant events in the history of operative dentistry. *J Hist Dent* 2005; **53**: 63- 72.
- 169- Schweiger M, Holand H, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2 : A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quint Dent Technol* 1999; **22**: 143-151.
- 170- Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; **74**: 145-150.

- 171- Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986; **56(1)**: 35- 40.
- 172- Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G, Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent* 2000;**83(2)**: 210-215
- 173- Shetty NJ, Swati P, David K. Nanorobots: future in dentistry. *Saudi Dent J* 2013; **25(2)**: 49-52.
- 174- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 4th ed, Chicago: *Quintessence Publishing Co, Inc*; 2012.
- 175- Sorensen JA, Torres TJ. In Ceram ceramic bridge technology. *Dent Mater* 1992; **15**: 41-46.
- 176- 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**: 1289-1296.
- 177- Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990; **63(3)**:342-9.
- 178- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; **4(3)**: 195-206.
- 179- Taji S, Seow WK. A literature review of dental erosion in children. *Aust Dent J* 2010; **55**: 358-367.
- 180- The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent* 2005; **94**: 10-92.
- 181- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; **7**: 25-45.
- 182- Tinschert J, Natt G, 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**: 231-238.
- 183- Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; **28**: 529-535.

- 184- Turkyilmaz I, Corrigan CL. A custom-milled titanium complete-arch mandibular framework and a maxillary complete denture fabricated in 3 appointments: a dental technique. *Tex Dent J* 2012; **129(7)**: 695-701.
- 185- Turp V, Sen D, Tuncelli B, Goller G, Özcan M, Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Aust Dent J* 2013; **2(58)**: 183-191.
- 186- Turssi CP, De Moraes Purquerio B, Serra MC. Wear of dental resin composites: Insights into underlying processes and assessment methods- A review. *J.Biomed Mater Res* 2003; **65(2)**: 280-5.
- 187- Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomater* 2005; **26**: 4932-4937.
- 188- Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009; **4(2)**: 130-151.
- 189- Van der Weijden GA, Timmerman MF, Snoek CM, Reijerse E, Van der Velden U. Toothbrushing duration and plaque removing efficacy of electric toothbrushes. *Am J Dent* 1996;**9**: 31-36.
- 190- Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent* 1999; **20**: 1115-1124.
- 191- Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. 4th ed, Philadelphia: Mosby Inc; 2013
- 192- Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3- year clinical study. *Int J Prosthodont* 2010;**23**: 223-230.
- 193- Vicentini BC, Braga SR, Sobral MA. The measurement in vitro of dentine abrasion by toothpastes. *Int Dent J* 2007; **57(5)**: 314-318.
- 194- VITA, 2013. VITA Enamic CAD/CAM Restorative Technical and Scientific Documentation. Zahnfabrik, Bad Sackingen/ Germany, VITA Dental Products.
- 195- VITA, 2013. VITA Suprinity CAD/CAM Restorative Technical and Scientific Documentation. Zahnfabrik, Bad Sackingen/ Germany, VITA Dental Products.

- 196- Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; **76**: 140-144.
- 197- Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992; **36**: 765-782.
- 198- Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* 1996; **27(6)**: 401-408.
- 199- Warren P, Thompson M, Cugini M. Plaque removal efficacy of a novel manual toothbrush with MicroPulse bristles and an advanced split-head design. *J Clin Dent* 2007; **18(2)**: 49-54.
- 200- Warren PR. Development of an oscillating/rotating/pulsating toothbrush: the Oral-B Professional Care Series. *J Dent* 2005; **33(1)**: 1-9.
- 201- Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J* 2002; **192**: 199-211.
- 202- White SN, Li ZC, Yu Z, Kipnis V. Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in feldspathic porcelain. *Dent Mater* 1997; **13**: 103- 110.
- 203- White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995; **8**: 413-420.
- 204- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil* 1995; **22(6)**: 421-427.
- 205- Wiegand A, Attin T. Design of erosion/abrasion studies; insights and rational concepts. *Caries Res* 2011; **45(1)**: 53-9.
- 206- Wiegand A, Wolmershauser S, Hellwig E, Attin T. Influence of buffering effects of dentifrices and fluoride gels on abrasion on eroded dentine. *Arch Oral Biol* 2004; **49**: 259-265.
- 207- Witkowski S. CAD/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dent Technol* 2005; **3**: 1-16.

- 208- Wongkhantea B, Patanapiradejb SV, Maneenutb C, Tantbirojn C. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *Journal of Dentistry* 2006; **34**: 214–220
- 209- 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.
- 210- Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater* 2002; **18**: 216-220.
- 211- Yap AU, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004; **29(3)**: 269-74.
- 212- Yap AU, Lee MK, Chung SM, Tsai KT, Lim CT. Effect of food- simulating liquids on the shear punch strength of composite and polyacid modified composite restoratives. *Oper Den* 2003;**28**: 529-534.
- 213- Yap AUJ, Tan SHL, Wee SSC, Lee CW, Lim ELC, Zeng KY. Chemical degradation of composite restoratives. *S* 2001; **28**: 1015-1021
- 214- Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposites resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 2008; **99(6)**: 435-43.
- 215- Yılmaz Ö. Makine elemanlarının tribolojik hasarları ve uygun malzeme seçimi. *Mak Tekn E D* 2004; **1**: 31-37.
- 216- Yin L, Song XF, Song YL, Huang T, Li J. An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *Int J Mach Tool Manu* 2006;**46**: 1013-1026.
- 217- Yip KH, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: Clinical implications. *Int J Prosthodont* 2004; **17(3)**: 350-6.
- 218- Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* 1977; **38**: 216-225.
- 219- Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011; **27(1)**: 83-96.

ETİK KURUL KARARI



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



ayı : 858

Tarih : 27.05.2014

onu : Prof. Dr. Betül TUNCELLİ

Sayın Prof. Dr. Betül TUNCELLİ
Dış Hekimliği Fakültesi

İlgi : Dış Hekimliği Fakültesinin 24/04/2014 gün ve 783-2692 sayılı yazısı

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz ve Dt. Nazmiye Sönmez ŞEN'in yürüteceği 2014/788 dosya numaralı "Reçine Nano Seramik Materyallerin Yüzey Özelliklerinin Diğer Restoratif Materyaller ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi" başlıklı çalışma kurulumuzun 23/05/2014 tarih ve 10 sayılı sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr. A. Yağz ÜRESİN
İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar
Etik Kurul Başkanı

Eki: İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	İ.Ü.İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ HULUSİ BEHÇET KÜTÜPHANESİ KAT:3 FATİH/İSTANBUL
	TELEFON	0 (212) 414 21 53
	FAKS	0 (212) 414 21 53
	E-POSTA	itfetikkurul@istanbul.edu.tr.

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	"Reçine Nano Seramik Materyallerin Yüzey Özelliklerinin Diğer Restoratif Materyaller ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi"			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	---			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Betül TUNCELLİ			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Diş Hekimliği			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	DESTEKLEYİCİ	---			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	---			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
		FAZ 3	☐		
		FAZ 4	☐		
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Bir Endikasyon	☐		
		Yüksek Doz Araştırması	☐		
		Diğer ise belirtiniz :			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLAR ARASI ☐

İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	24.04.2014		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	☒		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	☐		Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ	☐		Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama	
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	☐		
	SİGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	☐		
	İLAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
	DİĞER:	☒	Anabilim Dalı Başkanlığından Üst Yazı ve Akademik Kurul Kararı, Literatür Kaynağı, Sorumluluk Paylaşım Belgesi, Olgu Rapor Formu, İlgili Elemanların Bilgilendirildiğine Dair Belge, CV, CD	
	KARAR BİLGİLERİ	Karar No:10	Tarih: 23/05/2014	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görevli Prof. Dr. Betül TUNCELLİ'nin sorumluluğunda ve Dt. Nazmiye Sönmez ŞEN'in yürüteceği yukarıda bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplanmaya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.

İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

ÇALIŞMA ESASI	13.04.2013 tarihli, 28617 sayılı Resmi Gazetede yayınlanan Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Klavuzu								
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. A. Yağız ÜRESİN								
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki *		Katılım **		İmza
Prof. Dr. A. Yağız ÜRESİN	Farmakoloji ve Klinik Farmakoloji	İstanbul Tıp Fakültesi (Etik Kurul Başkanı)	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Berrin UMMAN	Kardiyoloji	İstanbul Tıp Fakültesi (Etik Kurul Başkan Yardımcısı)	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Ahmet GÜL	Romatoloji	İstanbul Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Oğuzhan ÇOBAN	Nöroloji	İstanbul Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Dr. Sevda ÖZEL	Biyoistatistik	İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Biyoistatistik	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	

* :Araştırma ile ilişki
 ** :Toplantıda Bulunma

İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Klinik araştırmalar Etik kurulu 13.04.2013 tarih, 28617 sayılı Resmi Gazetede yayınlanan Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik çerçevesinde kurulmuş ve T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu tarafından onaylanmıştır. İlgili yönetmelik kapsamında kalan araştırmalar Sağlık Bakanlığından izin almak zorundadır. Yönetmelik kapsamı dışında kalan araştırmalar ise Etik Kurul bünyesinde oluşturulmuş 5 kişilik alt komisyon tarafından değerlendirilmekte olup Sağlık Bakanlığı iznine tabi değildir.

2008 Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dönem Birincisi olarak mezuniyet.

2008 Dentsply Turkey Student Research Program Birincilik Ödülü.

ADA 2008– Sözlü tebliğ ”Evaluation of Patient Satisfaction Following the Impacted Mandibular Third Molar Surgeries with Preoperative versus Postoperative NSAID Drug Usage Under Subjective & Objective Criteria”

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Tenis, müzik, seyahat etmek, fotoğrafçılık

