



**IN VITRO ORTAMDA AĞIZ İÇİ TRİBOLOJİSİNİN
SİMÜLE EDİLEREK KOMPOZİT RESTORATİF VE
İMLANT MALZEMELERİNİN ÇİĞNEME TEST
DENEYLERİNDE TERMAL YORULMA, YAŞLANDIRMA
VE AŞINMA KARAKTERİSLİĞİNİN İNCELENMESİ**

Efe Çetin YILMAZ

Doktora Tezi

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı

Prof. Dr. Recep SADELER

2018

Her hakkı saklıdır

**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**IN VITRO ORTAMDA AĞIZ İÇİ TRIBOLOJİSİNİN SİMÜLE
EDİLEREK KOMPOZİT RESTORATİF VE İMPLANT
MALZEMELERİNİN ÇİĞNEME TEST DENEYLERİNDE
TERMAL YORULMA, YAŞLANDIRMA VE AŞINMA
KARAKTERİSLİĞİNİN İNCELENMESİ**

Efe Çetin YILMAZ

**MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı**

**ERZURUM
2018**

Her Hakkı Saklıdır



**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



TEZ ONAY FORMU

**IN VITRO ORTAMDA AĞIZ İÇİ TRIBOLOJİSİNİN SİMÜLE EDİLEREK
KOMPOZİT RESTORATİF VE İMPLANT MALZEMELERİNİN ÇİĞNEME
TEST DENEYLERİNDE TERMAL YORULMA, YAŞLANDIRMA VE AŞINMA
KARAKTERİSLİĞİNİN İNCELENMESİ**

Prof. Dr. Recep SADELER danışmanlığında, Efe Çetin YILMAZ tarafından hazırlanan bu çalışma 20/03/2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı'nda Doktora tezi olarak **oybirliği (5/5)** ile kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Recep SADELER

İmza :

Üye : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

İmza :

Üye : Prof. Dr. Yaşar TOTİK

İmza :

Üye : Prof. Dr. Tevhit KARACALI

İmza :

Üye : Doç. Dr. Benat KOÇKAR

İmza :

Yukarıdaki sonuç;

Enstitü Yönetim Kurulu 22/03/2018 tarih ve 12/1/16 nolu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Cavit KAZAZ
Enstitü Müdürü

Bu çalışma TUBİTAK projeleri kapsamında desteklenmiştir.

Proje No: 115M016

Bu çalışma BAP projeleri kapsamında desteklenmiştir.

Proje No: 2015/146

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildirişlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ÖZET

Doktora Tezi

IN VITRO ORTAMDA AĞIZ İÇİ TRIBOLOJİSİNİN SİMÜLE EDİLEREK KOMPOZİT RESTORATİF VE İMPLANT MALZEMELERİNİN ÇİĞNEME TEST DENEYLERİNDE TERMAL YORULMA, YAŞLANDIRMA VE AŞINMA KARAKTERİSLİĞİNİN İNCELENMESİ

Efe Çetin YILMAZ

Atatürk Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Recep SADELER

Son yıllarda, farklı doldurucu tipindeki kompozit restoratif ve seramik malzemelerin klinik çalışmalarda giderek artan bir kullanımı görülmektedir. Ağız içi tribolojisi sürekli bir ortam ve karmaşık bir yapıya sahiptir. Tedavi sürecinde ağız içerisinde kullanılan kompozit ve seramik malzemeler sürekli olarak çeşitli mekanik, termal ve korozyif yüklemelere maruz kalmaktadırlar. Kompozit ve seramik malzemelerin maruz kaldığı bu ortam sahip oldukları mekanik ve estetik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. Kompozit malzemelerin içerdiği matris yapısı ve kimyasal bileşiminde yapılan değişiklikler ile ağız içi tribolojide uygulanan testler ile daha dirençli hale getirilmeye çalışılmaktadır. Ancak son yıllarda in vivo (canlı doku) üzerindeki deneylerin çok uzun zaman alması ve karşılaşılan problemlerden dolayı in vitro (laboratuvar testler) büyük önem kazanmıştır. Bu çalışma kapsamında 13 farklı kompozit malzemenin yapay yaşlandırma (saf su ve yapay ağız çözeltisi) testleri, direkt temas aşınma testleri (two-body wear), aşındırıcı ortamdaki aşınma testleri (three-body wear), farklı çiğneme sayılarındaki aşınma testleri ve 2 farklı seramik malzemenin direkt temas aşınma (two-body wear) testleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, bu çalışma kapsamında kompozit ve seramik malzemelerin laboratuvar ortamında çiğneme test deneylerinde elde edilen verileri ile tedavi sürecinde daha uygun malzeme seçimi yapılarak tatminkâr bir tedavi sürecinin oluşmasına ve ülke ekonomisine katkı sağlamak amaçlanmıştır.

2018, 112 sayfa

Anahtar Kelimeler: Çiğneme Simülatörü, Kompozit Malzeme, Seramik, Aşınma, Yorulma

ABSTRACT

ph. D Thesis

INVESTIGATION OF THERMAL FATIGUE, AGING AND WEAR CHARACTERISTICS IN CHEWING TEST OF RESTORATIVE COMPOSITES AND IMPLANT MATERIALS SIMULATING INTRAORAL TRIBOLOGY; IN VITRO STUDY

Efe Çetin YILMAZ

Ataturk University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering
Construction and Manufacturing Department

Supervisor: Prof. Dr. Recep SADELER

In recent years, different filler type composite restorative and ceramic materials have increasingly been used in clinical studies in the area of dentistry. Intra-oral tribology has a constant environment and complex structure. During the treatment process, the composite and ceramic materials used in the mouth are constantly exposed to various mechanical, thermal and corrosive loads. This environment, which is exposed to composite and ceramic materials, significantly influences the mechanical and esthetic properties of these materials. The change in the matrix structure and chemical composition of the composite material is purposed to have better mechanical properties in intra-oral tribology using tests. However, in recent years laboratory tests have gained great importance because of in vivo tests take too long time and problems. In this study, mechanical and esthetic properties of different 13 composite materials determined under aging tests (in distill water and artificial saliva), two-body wear, three-body wear and different chewing cycle tests in vitro ambient. In addition, 2 different ceramic materials were determined during two-body wear tests of chewing motion tests. Furthermore, with the data obtained within the scope of this study, it was aimed to contribute to the economy of the country by obtaining a more satisfactory treatment period and making the material selection more accurate in the field of dentistry using in vitro chewing tests.

2018, 112 pages

Keywords: Chewing Simulation, Composite Materials, Ceramic, Wear, Fatigue

TEŞEKKÜR

Bu çalışmayı hazırlamamda değerli yardımlarını, anlayışını ve en zor anlarımda bile desteğini esirgemeyen, gerektiği zaman çalışmamın içinde bizzat bulunarak değerli bilgi ve birikimleriyle beni aydınlatan ve yol gösteren tez yöneticim, değerli hocam Sayın Prof. Dr. Recep SADELER'e sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca bu zamana kadar bana hep güvenen, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen, sevgili eşime ve oğluma içtenlikle teşekkür ederim.

Efe Çetin YILMAZ

Şubat, 2018

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	5
2.1. Laboratuvar Ortamında Aşınma Testlerinin Özellikleri.....	5
2.1.2. Ağız içi tribolojik süreç	8
2.1.3. Çiğneme sırasında güç miktarları.....	12
2.1.4. Çiğneme temas zamanı.....	12
2.1.5. Termal çevrim deney koşulları.....	13
2.1.6. In vitro ortamında ağız tükürük sıvısı	14
2.2. Kompozitlerin Yapısı	14
2.2.1. Organik yapı	15
2.2.1.a. Metil metakrilat yapısında olanlar	15
2.2.1.b. BIS-GMA matrisli olanlar.....	15
2.2.2. İnorganik yapı.....	16
2.2.3. Ara bağlayıcılar	17
2.4. Seramiklerin Yapısı.....	17
2.4.1. Metal içerikli seramikler	18
2.4.2. Tam seramik sistemler.....	21
2.4.2.a. Sıcaklık ile sertleştirilen seramikler	22
2.4.2.b. Kuru preslenmiş ve sinterlenmiş seramikler	26
2.4.2.c. Kayma hareketi ile üretilen seramikler.....	27
2.4.2.d. İşlenmiş seramikler.....	28
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	35

3.1. Çiğneme Test Deney Mekanizması-1 Kompozit Restoratif Malzemelerinin Yapay Yaşlandırma Test Deneyleri	37
3.2. Çiğneme Test Deney Mekanizması-2 Kompozit Restoratif Malzemelerin Termal Yorulma ve Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi	39
3.3. Çiğneme Test Deney Mekanizması-3 Kompozit Restoratif Malzemelerin Farklı Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi	42
3.4. Çiğneme Test Deney Mekanizması-4 Seramik Malzemelerin Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi	44
3.5. Bilgisayar Kontrollü Çiğneme Simülatör Cihazının Bileşenleri	46
3.5.1. Çiğneme simülatörünün mekanik ünitesi	46
3.5.2. Çiğneme simülatörünün kontrol ünitesi	50
3.5.3. Çiğneme simülatörünün yazılım ünitesi	55
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	59
4.1. Çiğneme Test Deney Mekanizması 1. Kompozit Restoratif Malzemelerinin Yapay Yaşlandırma Test Deneyleri	59
4.1.1. Kompozit restoratif malzemelerinin saf su ortamında yapay yaşlandırma test deneyleri	59
4.1.2. Kompozit restoratif malzemelerinin yapay tükürük çözeltisi ortamındaki yapay yaşlandırma test deneyleri	61
4.2. Çiğneme Test Deney Mekanizması 2. Kompozit Restoratif Malzemelerin Termal Yorulma ve Çiğneme Döngü Test Deneyleri	67
4.3. Çiğneme Test Deney Mekanizması 3. Kompozit Restoratif Malzemelerin Farklı Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi	86
4.4. Çiğneme Test Deney Mekanizması-4 Seramik Malzemelerin Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi	95
5. SONUÇ	100
KAYNAKÇA	103
ÖZGEÇMİŞ	113

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

μm	: Mikrometre
$\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	: Calcium chloride dihydrate
f	: Frekans (Hz)
Farad	: Kondansatör Birimi
Hz	: Herz
I	: Akım Birimi (Amper)
mm	: Milimetre
MPa	: Mega Pascal
$\text{Na}_2\text{S} \cdot 9\text{H}_2\text{O}$	: Sodium sulfide nonahydrate
NaCl	: Sodium Klorür
nm	: Nanometre
Ohm	: Direnç Birimi
t	: Zaman (sn)

Kısaltmalar

3D Volume Loss	: 3 boyutlu hacim kaybı analizi
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
BIS-GMA	: Bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane reaktif çift bağ yapabilen, hemen hemen renksiz visköz bir sıvıdır
C#	: C sharp (Nesneye Yönelimli Programlama Dili)
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
CPU	: Merkezi işlem birimi
CRYSTAL	: XT Kristal (2 MHZ)
PLC	: Programlanabilir mantık denetleyiciler
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu

TEDGMA : BIS-GMA'nın viskozitesini azaltmak için di-metakrilat ve tri-metakrilat eklenebilmektedir. Bu şekilde elde edilen rezine, trietilenglikol dimetakrilat (TEDGMA) adı verilir

TEDGMA : BIS-GMA'nın viskozitesini azaltmak için di-metakrilat ve tri-metakrilat eklenebilmektedir. Bu şekilde elde edilen rezine, trietilenglikol dimetakrilat (TEDGMA) adı verilir

UDMA : Üretan dimetakrilat



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Zurich yönteminde bir deney sırasında yatay ve dikey hareketler ve termal çevrim sırasında değişikliklerinin gösterimi	7
Şekil 2.2. Ağız içi tribolojide gerçekleşen aşınma mekanizması.....	9
Şekil 2.3. Ağız içi tribolojide gerçekleşen adhesive aşınma mekanizması.....	9
Şekil 2.4. Ağız içi tribolojide gerçekleşen aşınma mekanizması.....	10
Şekil 2.5. Ivoclar çığneme simülör cihazı ile yapılan deneyde restoratif materyal ve karşıt malzemede (antagonist) meydana gelen aşınma miktarı çevrim sayısına göre hesaplanmıştır	10
Şekil 2.6. Diş dolgu malzemeleri ve diş minesinin üzerinde yapılan bir çalışmada çevrim sayısına göre malzemelerin aşınma miktarları ve mikro çatlakların SEM görüntülerinin gösterimi.	11
Şekil 2.7. BIS-GMA organik matris yapısının açık kimyasal formülü.....	16
Şekil 2.8. Kaplanmış bir diş seramiğinde kırılma yüzey görüntüsü	19
Şekil 2.9. Kaplamalı seramikteki kusurların gösterimi.....	20
Şekil 2.10. Lösit içeren diş porselenin içyapısı.....	21
Şekil 2.11. Kristal faz olarak %35-45 hacimce lösit içeren seramiğin mikro yapısı	24
Şekil 2.12. Isı ile preslenmiş lityum disilikat seramik malzemesinin mikro içyapısı.....	25
Şekil 2.13. (A)Lityum disilikat cam-seramikte birbiri içerisine geçmiş kristaller; (B) $Li_2Si_2O_5$ 'in kristalografik yapısı, katmanlar SiO_4 tetrahedra paylaşım köşelerinden gri renkli Li atomlarından oluşumunun gösterimi...	26
Şekil 2.14. Alümina kayma dökme seramiğin mikro yapısının gösterimi.....	27
Şekil 2.15. Zirkonya-sertleştirilmiş alüminyum kayma döküm seramiğinin mikroyapı gösterimi	28
Şekil 2.16. Tam sinterlenmiş, işlenebilir bir feldspat bazlı seramiğin mikroyapısının gösterimi.....	29
Şekil 2.17. (A) Kısmen kristalize olmuş yüksek saydamlık (HT) lityum silikat işlenebilir seramik. (B) Tam kristalize HT lityum disilikat seramik. (C) Kısmen kristalize –düşük yarı saydam(LT) lityum silikat işlenebilir seramik. (D) Tam kristalize LT lityum disilikat seramik.....	31

Şekil 2.18. (A) 1300°C'de 2 saat ve (b) 1500°C'de 2 saat sinterlenmiş 3Y-TZP seramiğin mikro yapısının gösterimi.....	32
Şekil 3.1. Yapay yaşlandırma testlerinin işlem sürecinin gösterimi	38
Şekil 3.2. Ağız içi tribolojide alt çene ve üst çene hareketinin gerçekleşmesini sistematik olarak gösterimi.....	40
Şekil 3.3. Two-body ve three-body aşınma testlerinin işlem sürecinin gösterimi.....	40
Şekil 3.4. Akrilik rezine yerleştirilmiş kompozit malzeme örneğinin gösterimi	41
Şekil 3.5. Karşı malzeme (antagonist) olarak kullanılan 6 mm çapındaki Al ₂ O ₃ bilyenin gösterimi	42
Şekil 3.6. Farklı çiğneme döngülerinde three-body aşınma testlerinin işlem sürecinin gösterimi	43
Şekil 3.7. Akrilik rezine yerleştirilmiş kompozit malzeme örneğinin gösterimi	43
Şekil 3.8. Karşı malzeme (antagonist) olarak kullanılan 6 mm çapında seramik bilyenin (steatite balls) gösterimi	44
Şekil 3.9. Seramik malzemelerin çiğneme döngü test sürecinin şematik olarak gösterimi	44
Şekil 3.10. Çiğneme testi için hazırlanmış seramik numunelerin gösterimi.....	45
Şekil 3.11. Seramik malzemelerin çiğneme testinde karşı malzeme (antagonist) olarak kullanılan 6 mm çapındaki Al ₂ O ₃ bilyenin gösterimi	46
Şekil 3.12. Çiğneme simülatörü cihazının mekanik ünitesinin 2 boyutlu görünümü	47
Şekil 3.13. Çiğneme simülatör Cihazının 3D CATIA Çizimleri	48
Şekil 3.14. Çiğneme simülatör Cihazının CATIA'da 3D montaj Çizimleri.....	48
Şekil 3.15. Çiğneme Simülatörünün düşey eksen hareket kabiliyetinin 3D CATIA görünümü	49
Şekil 3.16. Çiğneme Simülatörünün yatay eksen hareket kabiliyetinin 3D CATIA görünümü	49
Şekil 3.17. Termal çevrim ünitesinin 3 boyutlu gösterimi	51
Şekil 3.18. Termal Çevrim sisteminde 2 farklı selonoid valfin kontrolünü sağlayan PLC ünitesinin gösterimi.....	52
Şekil 3.19. Mekanik yükleme ve termal değişim ortamın gösterimi	53
Şekil 3.20. Çiğneme simülatörü aşınma eksenin gösterimi	54

Şekil 3.21. Ağız içi tribolojide çiğneme esnasında gerçekleşen bu aşınma mekanizması ile malzeme yüzeyinde oluşan örnek aşınma bölgesi (wear area) gösterimi.....	54
Şekil 3.22. Yatay hareket kontrol devresi ve step motor sürücü kartının gösterimi	55
Şekil 3.23. PLC ünitesi için oluşturulmuş ladder (merdiven) diyagram yazılımı	56
Şekil 3.24. Çiğneme hareketlini sağlayabilen C# (C sharp) tabanında oluşturulmuş kod yazılımının gösterimi.....	57
Şekil 3.25. Üretimi tamamlanmış termal yorulma ve çiğneme simülatörünün gösterimi.....	58
Şekil 4.1. Kompozit malzemelerin saf su içerisinde zaman ekseninde sahip oldukları Vickers sertlik ve yüzey pürüzlülük değişim grafiğinin gösterimi	60
Şekil 4.2. Kompozit malzemelerin saf su içerisinde zaman ekseninde sahip oldukları yüzey pürüzlülük değişim grafiğinin gösterimi	61
Şekil 4.3. Kompozit malzemelerin yapay tükürük çözeltisinde zaman ekseninde sahip oldukları Vickers sertlik ve yüzey pürüzlülük değişim grafiğinin gösterimi.....	63
Şekil 4.4. Kompozit malzemelerin yapay tükürük çözeltisi ortamındaki zaman ekseninde sahip oldukları yüzey pürüzlülük değişim grafiğinin gösterimi.....	64
Şekil 4.5. Utimate kompozit malzemesinin yapay tükürük ortamındaki 180 gün yapay yaşlandırma sonrasındaki mikro yapısının gösterimi	64
Şekil 4.6. Ultimate (sol resim) ve Charisma (sağ resim) kompozit malzemelerinin yapay tükürük çözeltisi ortamındaki AFM analizlerinin gösterimi	66
Şekil 4.7. Two-body ve three-body aşınma testleri sonrasında kompozit malzemelerde meydana gelen hacim kaybının gösterimi	68
Şekil 4.8. Kompozitlerin Two-body aşınma test sonrasındaki içyapılarının gösterimi ..	70
Şekil 4.9. Bulk- Fill kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi	71
Şekil 4.10. Filtek Bulk-Fill kompozit malzemesinin mikro içyapısının gösterimi.....	72
Şekil 4.11. Clearfil kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi.....	72
Şekil 4.12. Clearfil kompozit malzemesinin mikro içyapısının gösterimi.....	73

Şekil 4.13. Çiğneme Simülatöründe two-body aşınma testlerinde malzeme yüzeyindeki saf su sirkülasyonunun gösterimi.....	74
Şekil 4.14. Ultimate kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi.....	75
Şekil 4.15. Ultimate kompozit malzemesinin mikro içyapısının gösterimi.....	76
Şekil 4.16. Charisma kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi.....	76
Şekil 4.17. Quadrant Universal kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi.....	77
Şekil 4.18. Estelite Flow Quick kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi.....	77
Şekil 4.19. G-aenial kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi.....	78
Şekil 4.20. Grandio kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi.....	79
Şekil 4.21. Kompozitlerin three-body aşınma test sonrasındaki oluşan aşınma bölgelerinin gösterimi	83
Şekil 4.22. G-aenial kompozit malzemesinin three-body aşınma testi sonrasındaki mikro içyapısının gösterimi.....	84
Şekil 4.23. Kompozit malzemelerin çiğneme testi öncesindeki sertlik değerlerinin gösterimi.....	87
Şekil 4.24. Farklı çiğneme döngü sayıları sonrasında kompozit malzemelerde oluşan ortalama hacim kaybının gösterimi.....	88
Şekil 4.25. Farklı çiğneme döngü sayıları sonrasında kompozit malzemelerde oluşan yüzey pürüzlülük değerlerinin gösterimi	89
Şekil 4.26. Kompozit malzemelerin 480.000 çiğneme test sonrasındaki aşınma bölgeleri ve içyapılarının gösterimi.....	91
Şekil 4.27. Durafill kompozit malzemesinin 480.000 çiğneme test sonrasındaki içyapısının gösterimi	93
Şekil 4.28. IPS Empress CAD seramik malzemesinin düşey yükleme esnasında meydana gelen mikro yapısının gösterimi	97

- Şekil 4.29.** IPS e.max CAD seramik malzemesinin düşey yükleme esnasında meydana gelen mikro yapısının gösterimi 97
- Şekil 4.30.** Çiğneme sırasında alt çene hareketi (yatay hareket) gerçekleştiği durumdaki seramik malzemelerde oluşan aşınma bölgelerinin gösterimi ...98



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. No14569-2(2001) ISO teknik özelliklerinde listelenen aşınma metotları	5
Çizelge 2.2. Günümüzde çigneme simülatör cihazlarında kullanımı yaygın olan metotlar	7
Çizelge 2.3. Yapay tükürük çözeltisinin kimyasal bileşimleri ve oranlarının gösterimi	14
Çizelge 3.1. Yaşlandırma ve aşınma testlerinde kullanılan kompozit malzemelerin gösterimi	35
Çizelge 3.2. Farklı çigneme döngü testlerinde kullanılan kompozit malzemelerin gösterimi	36
Çizelge 3.3. Direkt temas aşınma testinde kullanılan seramik malzemelerinin gösterimi	37
Çizelge 3.4. Yapay tükürük sıvısı kimyasal bileşimleri	39
Çizelge 4.1. Kompozit malzemelerin saf su ortamındaki yaşlandırma periyotları sonrasındaki mekanik özellikleri değişiminin gösterimi (standart sapma)	60
Çizelge 4.2. Kompozit malzemelerin yapay tükürük çözeltisi ortamındaki yaşlandırma periyotları sonrasındaki mekanik özellikleri değişiminin gösterimi (standart sapma)	62
Çizelge 4.3. Kompozit malzemelerin saf su ve yapay tükürük ortamındaki test verilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesinin gösterimi	63
Çizelge 4.4. Kompozit malzemelerin her iki çigneme mekanizmasındaki mekanik özelliklerinin gösterimi (standart sapma)	67
Çizelge 4.5. Two-body ve three-body aşınma test mekanizmalarında elde edilen değerlerin istatistiksel değerlendirmesinin gösterimi	68
Çizelge 4.6. Kompozit malzemelerin çigneme testi öncesindeki sertlik değerleri	86
Çizelge 4.7. Kompozit malzemelerin çigneme testi sonrasındaki yüzey pürüzlülük ve aşınma hacim kaybı değerlerinin gösterimi	87
Çizelge 4.8. Kompozit malzemelerin farklı çigneme test sonuçlarının istatistiksel analiz değerlerinin gösterimi	88
Çizelge 4.9. Seramik malzemelerin mekanik özelliklerinin gösterimi	96

1. GİRİŞ

Son yıllarda diş hekimliğinde, restoratif ve seramik malzemelerin sahip oldukları mekanik ve estetik özellikler önemli bir kavram olarak karşımıza çıkmaktadır. Ağız içi tribolojide seramik ve restoratif malzemeler çiğneme hareketi sırasında çeşitli mekanik yükleme ve aşınma mekanizmalarına maruz kalmaktadır. Malzemelerin maruz kaldıkları bu ortam malzemelerin sahip oldukları estetik ve mekanik özellikleri önemli derecede etkilemektedir. Bu alanda literatür de uzun zamandan beri malzemelerin bu özelliklerinin laboratuvar ortamında belirlenebilmesi için çok sayıda in vitro (ağız içi tribolojinin laboratuvar ortamında gerçekleştirme) deneyler geliştirilmiştir (Wassell *et al.* 1994; Turssi *et al.* 2003; Steiner *et al.* 2009; Souza *et al.* 2016; Yılmaz and Sadeler 2016, 2017). Ancak geliştirilen bu in vitro test metotları ağız içi tribolojinin çok karmaşık yapısından dolayı hiçbir zaman tam anlamıyla simülasyonu gerçekleştirememiştir. Ancak diş hekimliğinde in vivo (canlı doku üzerindeki testler) çok uzun zaman alması ve yüksek maliyetinin olması nedeniyle her zaman in vitro çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. In vitro çalışma sonrasında elde edilen değerlendirmeler daha tatminkâr tedavi süreci elde etmeyi sağlamıştır. Ağız içi tribolojide çiğneme hareketi sırasında dört temel aşınma mekanizmasının gerçekleştiğini söylemek mümkündür. Bunlar; karşı malzeme ve diş arasında gerçekleşen aşınma (two-body wear), karşı malzeme ve diş arasında üçüncü bir aşındırıcı ortamın olması ki bu aşındırıcı ortam genellikle çiğneme esnasındaki gıdalar olarak düşünülmektedir (three-body wear), tekrarlı yüklemelerden dolayı malzemede meydana gelen yüzey altı çatlakların sebep olduğu yorulma aşınması (fatigue wear) ve ağız içerisindeki ortama alınan gıdalardan dolayı pH, sıcaklık gibi değerlerinin değişmesinin sebep olduğu korozyonlu aşınma (corrosive wear) olarak düşünülmektedir. Bu aşınma mekanizmaları ağız içi tribolojide tek başına veya aynı zaman diliminde gerçekleşebilmektedir. Ağız içi tribolojinin karmaşık ve sürekli değişken bir yapıya sahip olması restoratif ve implant malzemelerinin mekanik ve estetik özelliklerini olumsuz olarak etkilemektedir.

Günümüzde diş hekimliği alanında daha tatminkâr tedavilerin gerçekleşebilmesi için üretilen restoratif ve implant malzemelerinin bahsedilen dört temel aşınma

mekanizmasına karşı dirençli bir yapıya sahip olması istenmektedir. Tedavi sürecinde kullanılacak kompozit malzemenin sahip olduğu kimyasal yapısı o malzemenin seçiminde önemli bir etkidir. Malzemelerin üretim safhasında içyapıda yapılan değişiklikler ile daha estetik ve daha iyi mekanik özelliklere sahip restoratif karma (kompozit) malzemeler üretilmektedir. Diş hekimliği alanında estetik materyalin gelişimi ilk olarak 1871 de silakat simaların üretimi ile başlamıştır. Bu gelişmeyi 1945 yılından sonra estetik restorasyonlar da doldurucu partiküller içermeyen kompozitler takip etmiştir (Ekici 2010). Bu gelişim sürecinde en önemli değişiklik olarak kompozit malzemenin içyapısında organik matris yapısının oluşturulması ile kompozit restorasyonların daha iyi mekanik ve estetik özelliklere sahip olması sağlanmıştır. Bu duruma örnek vermek gerekirse; Kompozit malzemenin içyapısında sahip olduğu organik matriks TEGMA yapısı ile kompozit malzeme daha hafif bir hale getirilerek estetik özellik kazandırılmıştır. Ancak üretim safhasında kompozit malzemede bir yönde gerçekleşen olumlu yöndeki gelişimler farklı bir özelliğinin zayıflamasına sebep olmaktadır. Benzer bir örnek daha vermek gerekirse; Kompozit malzemenin organik matriks yapısı TEGMA estetik özellik kazandırırken malzemenin daha pürüzlü bir yüzey yapısına sahip olmasına neden olmaktadır. Literatürde bir çalışmada yazarlar TEGMA organik matriks yapısına sahip kompozit malzemelerin termal çevrim deneyler sonrasında daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğunu bulmuşlardır (Yılmaz and Sadeler 2016). Kompozit malzemenin daha pürüzlü bir yüzeye sahip olması tedavi yönünden alınan gıda parçacıklarının bu pürüzlülüğe daha kolay yerleşmesine ve yapılan tedavi sürecinin kalitesini olumsuz etkilenmesine neden olacaktır. Ayrıca yüzey pürüzlülüğünün artması ile mekanik olarak da korozyonlu aşınmanın (corrosive wear) kompozit malzeme üzerinde daha etkin olmasına neden olacaktır. Bu nedenle kompozit malzeme üretiminde malzemenin sahip olacağı tüm özellikler göz önünde tutularak optimum bir nokta elde edilmeye çalışılmaktadır. Kompozit malzemeler üzerinde gerçekleşen bu gelişimler sayesinde son zamanlarda tedavi sürecinde giderek artan bir kullanım alanı bulmuştur.

Diş hekimliğinde tedavi sürecinde kullanılan implant malzemeler genellikle üç parçadan meydana gelmektedir. Bunlar; kök vida kısmı, bağlantı mekanizması (abuntment) ve üst

kapak kısım (crown) olarak adlandırılmaktadır. Bu yapıların hepsi aynı tür malzeme olabilmekte veya farklı tür malzeme birleşimlerinden de meydana gelebilmektedir. Günümüzde üretilen implantlarda genellikle kök kısmı ve bağlantı mekanizmasında titanyum ve zirkonyum malzemesi tercih edilirken kapak kısmında titanyum, zirkonyum ve seramik malzemeler tercih edilebilmektedir. İmplantı oluşturan bu yapı ağız içi tribolojide eş zamanlı olarak farklı yorulma ve aşınma mekanizmalarına maruz kalmaktadırlar. Örnek vermek gerekirse; İmplantı oluşturan kapak kısmı (crown) karşı malzeme ve diş arasında temas aşınmasına (two-body wear) ve aşındırıcı ortam (three-body wear) mekanizmalarına maruz kalırken eş zamanlı olarak implantın kök vida kısmı direkt etki aşınmasına (impact wear) maruz kalabilmektedir. İmplant malzemelerinin ağız içi tribolojide maruz kaldığı eş zamanlı yorulma ve aşınma mekanizmaları implantın mekanik ve estetik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. İmplant malzemeleri üzerinde meydana gelen bu yorulma ve aşınma mekanizmaları genellikle implantı oluşturan yapıları etkilerken bazen de implantın bütünlüğünün bozulmasına neden olmaktadır. Bu durum ağız içi tribolojide kapak (crown) kısmı ile bağlantı mekanizmasının (abutment) birbirinden kopması veya kök vida kısmının diş minesine tutunamaması olarak düşünülebilir. İmplantta oluşan bu hasarlara ağız içi tribolojide çeşitli yorulma ve aşınma mekanizmaları neden olabilir. Örnek vermek gerekirse; Tedavi sürecinde hastanın diş gıcırdatma veya dişlerini yüksek kuvvetlerle sıkma alışkanlığı implantın üst kapak (crown) kısmında aşırı düzeyde aşınmaya sebep olurken bağlantı mekanizması (abutment) ve kapak (crown) bağlantı kısmında kırılma veya kopma gibi hasarlara neden olacaktır. Günümüzde diş hekimliği alanında implantın kapak (crown) kısmında seramik türü malzemeler tercih edilmekte ve bu malzemelerin in vitro testlerde mekanik ve estetik özellikleri araştırılmaya çalışılmaktadır.

Ağız içi tribolojik süreç oldukça karmaşık ve değişken bir yapıya sahiptir. İnsan vücuduna yerleştirilen malzemeler dış ortamdaki malzemelerden farklı olarak vücut sıvısı, değişen ortam sıcaklığı, değişken pH ortamı, çeşitli eksenlerde mekanik yüklemeler gibi birçok parametre ile etkileşim içerisindeyler. Bu etkileşim vücut içerisine yerleştirilen malzemelerin mekanik ve estetik davranışlarını önemli ölçüde

etkilemektedir. Bir örnek vermek gerekirse; bir dondurmadan (0°C), sıcak bir kahveye (90°C) aşırı sıcaklık değişimleri ısısal genleşme, mekanik özelliklerde değişme veya bağlanmada başarısızlık gibi uyumluluk problemlerine yol açmaktadır (John 2007). Son yıllarda vücut içerisine yerleştirilen malzemeler üzerinde önemli gelişimler gerçekleştirilmiştir. Bu gelişim malzemenin içyapı kimyasını değiştirerek veya malzeme üzerine kaplama şeklinde olmuştur. Bu alanda yapılan gelişimlerde en önemli nokta malzemenin vücutta her yönüyle uyumlu olabilmesi ve vücut içerisinde kaldığı sürece beklenen estetik ve mekanik özellikleri gösterebilme kabiliyetine sahip olması olarak düşünülmektedir. Son yıllarda, canlı doku üzerindeki yapılan deneylerin çok zaman alması, maliyetinin yüksek olması ve etik sorunların ortaya çıkması gibi sebeplerden dolayı in vitro laboratuvar ortam deneylerine yönelim söz konusudur. In vitro laboratuvar deneylerinin canlı doku üzerindeki bir malzemenin uzun zaman periyotlarında vücutta kaldığı süredeki değişimleri çok kısa sürelerde simüle edebilme yeteneği bu deneylerin en büyük avantajı olarak düşünülmektedir. Ancak canlı doku üzerindeki sürecin devamlılığı ve karmaşık yapısı canlı dokunun simülasyonunu oldukça zorlaştırmaktadır.

Bu çalışmada gerçekleştirilen çiğneme testleri ISO 2001 (ISO 2001) teknik şartnamesinde belirtilen 5 farklı çiğneme simülatör cihazının kabiliyetinde çiğneme simülatörü ile gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen in vitro (laboratuvar ortamı) test deneyleri sonrasında elde edilen verileri ile diş hekimliğinde klinik öncesi çalışmalara katkı sağlamak amaçlanmıştır. Ayrıca bu doktora tez kapsamında gerçekleştirilen in vitro laboratuvar testlerinden elde edilen veriler ile daha tatminkâr bir tedavi sürecine ve ülke ekonomisine katkı sağlanması amaçlanmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Laboratuvar Ortamında Aşınma Testlerinin Özellikleri

İlk olarak 1980'lerde öğütücü dişlerde (posterior) kompozit reçineler kısa periyotlarda büyük oranda aşınmaya maruz kaldığında özellikle diş dolgu malzemelerinin aşınma probleminin olduğunun farkına varılmıştır (ISO 2001; Siegward Dietmar Heintze). Son yıllarda, öğütücü dişler temel olarak gümüş ve altın alaşımları ile restore edilirken daha sonra klinik çalışmalarda aşınmaya karşı direnç gösteren seramikler kullanılmaya başlanmıştır. İlk aşınma test metotları 19. yüzyılda laboratuvar ortamında geliştirilmiştir (ISO 2001). Bu alanda genel olarak yapay malzemelerin aşınma direncinin genellikle bir disk üzerindeki pim yardımı ile yapılan aşınma testi (pin-on-disk) ile kaplama malzemeleri ve cilalar üzerindeki aşınma direncinin ise çizme testleri (scratch test) ile değerlendirildiği bilinmektedir (ISO 2001). 2001 yılında ISO tarafından diş hekimliği malzemelerine uygulanabilecek 8 farklı aşınma test metodundan bahseden teknik bir şartname yayınlanmıştır (ISO 2001; Heintze and John 2007; Pieniak *et al.* 2012).

Çizelge 2.1. No14569-2(2001) ISO teknik özelliklerinde listelenen aşınma metotları (ISO 2001)

Test method	Antagonist	Medium	Movement	Reference	Measurement
DIN	Al ₂ O ₃	H ₂ O	sliding	polymethyl methacrylate sheet	mass or profilometry
Acta	steel or dental material	rice, husks of millet spray	sliding	—	profilometry
Zurich	tooth enamel	H ₂ O	impact + sliding	last test	profilometry
Alabama	polyacetal	PMMA beads	impact + sliding	—	REM
Freiburg	Al ₂ O ₃	H ₂ O	sliding	polymethyl methacrylate sheet	mass or profilometry
Minnesota	tooth	H ₂ O	sliding	—	profilometry
OHSU	tooth enamel	poppy seed	impact + sliding	—	profilometry + video-imaging
Newcastle	steatite or tooth enamel	H ₂ O	sliding	—	profilometry

Test metotları, frekans, çevrim sayısı, yük miktarı, aşındırıcı ortam, yatay hareket gibi parametrelere bağlı olarak değişiklik göstermesine rağmen 2001 yılına kadar yukarıda gösterilen test metotlarından farklı bir yöntem kullanılmamıştır (ISO 2001). Standart

laboratuvar testleri için yeterlilik ve verileri doğrulama kaçınılmaz bir önkoşuldur (Siegward Dietmar Heintze). Bu yüzden geçerli test metot kriterlerini yerine getirmek için test sonuçlarının tekrarlanabilir olması vazgeçilemez bir kriterdir. Aksi halde aşınma testleri için standart malzeme veya referans ile testi tekrarlamak her zaman gereklidir ki bu durum hem testler için gerekli olan zamanı artıracak hem de testin güvenilirliğini azaltacaktır.

Günümüzde ticari olarak kullanımı olan iki adet çiğneme simülatörü bulunmaktadır. Bunlardan biri, iki ekseninde (yatay ve düşey yönde) hareket yapabilen MTS çiğneme simülatörü diğeri ise Bose ElectroForce 3330 Dental Wear Simulator (www.bose-electroforce.com) cihazıdır (ISO 2001; Alidad 2016). Ancak bazı araştırma kurumları OHSU machine, Alabama machine, Zurich machine, Regensburg simülatör ve BIOMAT simülatör gibi kendi sistemlerini geliştirmişlerdir. Son zamanlarda Bristol Üniversitesi tarafından “Stewart Platform” kullanılarak alt çene hareket işlemini tamamen modelleyebilen karmaşık yapıda “Dento-Munch Robo-Simulator” isimli bir simülatör cihazı geliştirmiştir (ISO 2001; Raabe *et al.* 2012). Çiğneme simülatörlerinde kullanılan farklı metotlar Çizelge 2.2’de verilmiş olup, örnek olarak Zurich yöntemi ise Şekil 2.2’de şematik olarak gösterilmiştir (Stappert *et al.* 2008).

Diş malzemelerinde aşınma için kullanılan test cihazları aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdırlar (ISO 2001; Heintze 2006):

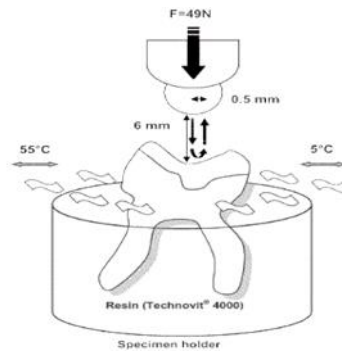
- Uygulanan kuvvet 10N ile 120N aralığında ayarlanabilir ve tekrarlanabilir olmalıdır.
- Her malzeme testi için yeniden kalibrasyona gereksinimi olmamalıdır.
- Malzemelere mikro yorulma testi uygulanabilmesi için yük aktarıcının yatay hareketli ile entegre olmalıdır.
- Aşınma sırasında malzeme yüzeyinden kopan küçük parçaların cihazdaki suyun sirkülasyonu ile aşınma yüzeyinden uzaklaştırılması mümkün olmalıdır.
- Tüm hareketler bilgisayar kontrollü ve ayarlanabilir olmalıdır.

Maliyet ve etkinlik açısından karşılaştırıldığında “Willytec” veya “Munich” çiğneme

simulatörleri en iyi seçeneklerden biridir. Bu çiğneme simulatörlerinde step (adım) motorlar kullanılarak sabit ağırlıkların yatay ekseninde hareket etmeleri sağlanır. Bu ağırlıklar 1kg ile 11 kg arasında değişiklik gösterebilir. Ayrıca aşınma metodunun birleşik olması için yatay hareket step motor ile kontrol edilir. Bilgisayar ara yüzü ile hem yatay hem de dikey hareketler kontrol edilmektedir. Termal çevrimdeki değişken sıcaklıkları haznede oluşturabilmek için kullanılan akışkanın sirkülasyonu sistem ile entegre olmalıdır. Çiğneme simulatörü, dişe dışarıdan yerleştirilmiş malzemelerin aşınma testlerinde, diş kuronlarında dişlerin temas yüklemelerinde, köprü, implant sistemlerinde veya diş dolgularının değişik uygulamalarında kullanılabilir (Heintze *et al.* 2005; Siegward Dietmar Heintze).

Çizelge 2.2. Günümüzde çiğneme simulatör cihazlarında kullanımı yaygın olan metotlar (Mair *et al.* 1996; ISO 2001; Siegward Dietmar Heintze)

Metot	Cihaz	Temas ucu	Güç	Yatay hareket	Vasıta madde	Çevrim
ACTA	ACTA	Paslanmaz çelik	15 N	Rotasyon	Darı	200,000
Zurich	CoCom	Mine (Ø1.2 mm)	49 N	0.2 mm	Su(5-55°C)	1,200,000
Alabama	Alabama	Mine ve seramik oksitler	75 N	30 ° rotasyon	PMMA taneleri	400,000
Minnesota	MTS	Diş	13.35 N	-----	Su	250,000
OHSU	Prototech	Mine (Ø10 mm)	80 N	6 mm	PMMA taneleri	100,000
Munich	Willytec	Al ₂ O ₃ (Ø8 mm)	5 kg	8 mm	Su 37°C	50,000
Ivoclar	Willytec	Mine, seramikler vekompozitler	5 kg	0.7 mm	Su(5-55°C)	120,000

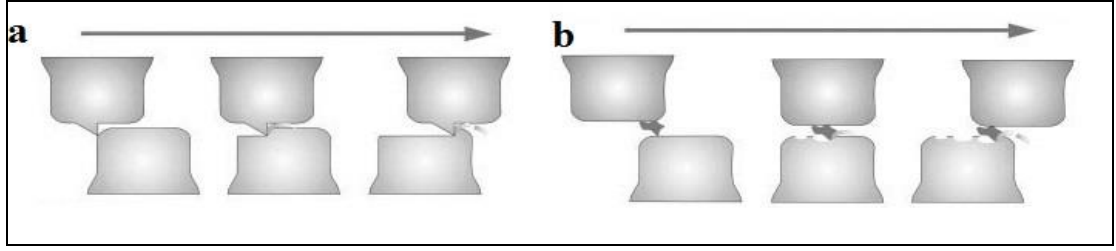


Şekil 2.1. Zurich yönteminde bir deney sırasında yatay ve dikey hareketler ve termal çevrim sırasında değişikliklerinin gösterimi (Stappert *et al.* 2008)

2.1.2. Ağız içi tribolojik süreç

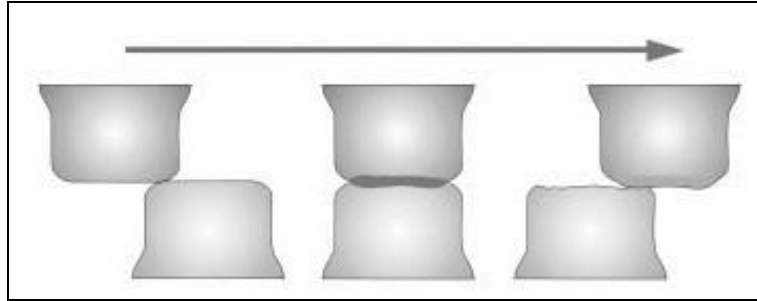
Aşınma terimi temas eden yüzeylerde oluşan malzeme kaybı olarak tanımlanır. Aşınma, bulunduğu ortamda birçok faktöre bağlıdır. Diş hekimliğinde kullanılan malzemeler, metal alaşımları, seramikler, kompozitler ve polimerler olarak dört farklı grupta sınıflandırılırlar. Klinik çalışmalar, malzeme yapısına bağlı olarak metal alaşım ve seramik türü diş malzemelerinin aşınmaya karşı çok dirençli bir yapısı olmasına karşın kompozitlerin ve özellikle polimerlerin çok kısa zaman periyotlarında aşınmadan önemli ölçüde etkilendiğini göstermiştir (DeLong and Douglas 1983; Schindler *et al.* 1998).

Diş ve diş minesi aşınmalarına ağız boşluğunda dişlerin karşılıklı birbirine teması, yiyeceklerin çiğnenmesi, dişlerin fırçalanması, meyve ve içeceklerden ortaya çıkan asitler ile mideden salgılanan asitler etkimektedir. Öğütücü dişlerde (molar teeth) yüksek ısırma kuvvetleri ve yıllık aşınma oranı (diş gıcırdatma ve sıkma gibi para fonksiyonel alışkanlıklar diş aşınmasında etkilidir) yaklaşık 29 μm 'dir (De Boever *et al.* 1978; Heintze 2006). Dentin ve mine yapısında olduğu gibi, restoratif malzemeler de türlerine bağlı olarak farklı aşınma mekanizmalarına maruz kalırlar. Sert diş dokusu (mine, diş kemiği) karşıt dişle temas ettiği zaman ani olarak aşınmaya başlar. Aynı durum ağız boşluğu içine yerleştirildiği andan itibaren diş restorasyonu için de geçerlidir. Hem restoratif malzemelerde hem de mine de, ayırt edilebilir farklı aşınma mekanizmalarına bakılabilir. İntracoronel restorasyonunda, direk doldurma ya da inlay'da, hem yapay hem de biyolojik malzemeler aynı dişteki gibi aşınmaya maruz kalırlar. Dişler arasında yemek ya da herhangi bir madde olmadan gerçekleşen aşınma şekli sürtünmeli aşınma ya da two-body aşınması olarak isimlendirilir. Eğer dişler arasında yemek ya da herhangi bir madde mevcut durumda bir aşınma söz konusu ise three-body aşınması olarak isimlendirilir (De Boever *et al.* 1978; Wassell *et al.* 1994; Heintze 2006). Şekil 2.2'de ağız içi tribolojide her iki aşınma mekanizmasının gerçekleşme sistematigi gösterilmiştir.



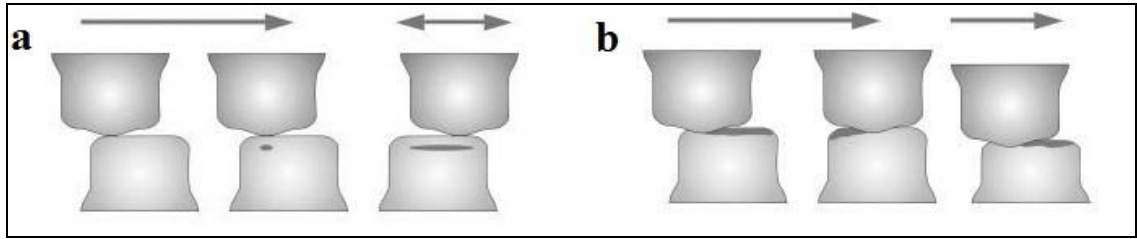
Şekil 2.2. Ağız içi tribolojide gerçekleşen aşınma mekanizması
(a: two-body aşınma mekanizması b: three-body aşınma mekanizması) (Turssi *et al.* 2003)

Bir diğer aşınma türü de, basınç altında iki katı yüzeyin birbirleri üzerinde kayması ile meydana gelen adeziv aşınmadır. Yüzey çıkıntıları veya pürüzleri, oluşan bası kuvvetinin etkisi ile plastik deformasyona uğrarlar. Bu işlem sürecinde, komşu ya da yakın dişlerdeki proksimal yüzeylerde meydana gelen malzeme transferlerine benzer şekilde, malzeme bir diş üzerindeki yapay (dolgu) malzemeden, diş minesi ya da karşı dişteki yapay malzemeye transfer olabilir. Bu aşınma mekanizması sistematığı Şekil 2.3’de gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Ağız içi tribolojide gerçekleşen adhesive aşınma mekanizması (Turssi *et al.* 2003)

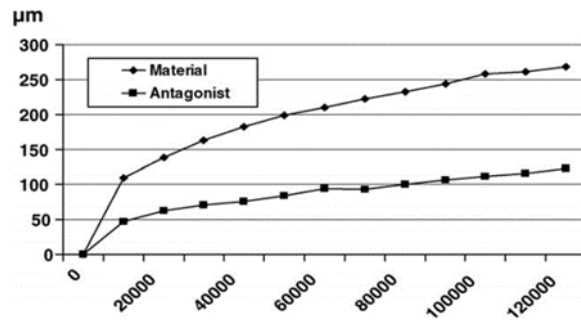
Aşınmalı yorulma restoratif materyallerin ya da sert diş dokularının büyük bölümünün ufalanması ile meydana gelir. Çiğneme esnasında ağız içerisine alınan gıda maddelerinden açığa çıkan ve tükürük sıvısının sahip olduğu pH değerinden farklı olan ortam korozyonlu aşınma mekanizmasını meydana getirir. Şekil 2.4’de ağız içi tribolojide gerçekleşen aşınmaları yorulma ve korozyonlu yorulma mekanizmasını sistematığı gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Ağız içi tribolojide gerçekleşen aşınma mekanizması

(a: aşınmalı yorulma mekanizması b: korozyonlu yorulma aşınma mekanizması) (Turssi *et al.* 2003)

Aşınmalı yorulma mekanizması ayrıca dişin servikal (dişin dişeti ile birleştiği yer) bölümünde meydana gelirse “abfraksiyon” olarak adlandırılır (Siegward Dietmar Heintze). Şekil 2.5’de Ivoclar çiğneme simülatör cihazı kullanılan bir çalışmada çevrim sayısına göre restoratif materyal ile karşıt malzemenin (antagonist) aşınma miktarları grafik olarak verilmiştir (Heintze, 2006). Ayrıca restoratif materyaller ve diş minesinin (insan ve inek) üzerinde yapılan bir çalışmada 1.200.000 çevrim sayısına göre malzemelerin aşınma miktarları ile SEM görüntüleri Şekil 2.6’da gösterilmiştir (Mehl *et al.* 2007).



Şekil 2.5. Ivoclar çiğneme simülatör cihazı ile yapılan deneyde restoratif materyal ve karşıt malzemede (antagonist) meydana gelen aşınma miktarı çevrim sayısına göre hesaplanmıştır (Heintze 2006)

2.1.3. Çiğneme sırasında güç miktarları

Klinik öncesi yorulma veya aşınma çalışmalarında in vivo deney ortamının etik sorunlarının olması, çok uzun sürede gerçekleşmesi ve pahalı maliyet içermesinden dolayı in vitro laboratuvar deney ortamı önem kazanmıştır. Ayrıca çiğneme esnasında fizyolojik duruma bağlı olarak ağız içerisinde ısırma kuvvet hareketinin in vitro ortamda tekrarlanabilmesi büyük önem arz etmiştir (Heintze 2006). Çiğneme esnasında ısırma kuvveti bireyden bireye çok geniş bir aralıkta değişebilir. Çiğneme esnasında oluşan bu ısırma kuvvetleri 10N ile 120N arasında değiştiği kabul edilmektedir (De Boever *et al.* 1978; Delong and Douglas 1983; Schindler *et al.* 1998; Heintze 2006). In vivo (canlı doku içeren) ortamında yapılan çalışmada insanların, kaynamış patatesi çiğneme esnasında 20N, beyaz ekmek veya ham havuçta ısırma kuvvetleri 60N'luk kuvvet ölçülürken pirinç tanelerinin çiğnemesi esnasında bu değer 100N-120N aralığında ölçülmüştür (Alidad 2016). Ağızdaki yiyeceğin sertliği çiğneme kuvvetini doğrudan etkileyen bir parametredir. Silikon karta yerleştirilmiş sensor algılayıcılar tarafından ön dişlerde ısırma kuvveti 25N-45N arasında ölçülürken bu kuvvet miktarı öğütücü dişlerde 100N-140N arasında ölçülmüştür (Kohyama *et al.* 2004). Çiğneme esnasında oluşan maksimum kuvvetler ön dişlerde (incisor teeth) 190N ile 290N arasında değişirken bu kuvvet öğütücü dişlerde (molar teeth) 200N ile 360N arasında değişebildiği görülmektedir (Steiner *et al.* 2009). Çiğneme sırasında kuvvet formu 0.2-1.5 Hz tekrarlar ile yaklaşık yarım sinüs dalga formundadır (Steiner *et al.* 2009).

Çiğneme esnasında oluşan ısırma kuvvet aralığı ve ısırma esnasında meydana gelen tek eksenli veya çok eksenli hareketin modellenmesi çiğneme simülatörünün yeteneğine bağlıdır. Literatürde mekanik olarak 1.200.000 çiğneme hareketinin ve 6000 termal çevrimin 5 yıllık klinik çalışma şartlarını sağladığı görülmüştür (DeLong *et al.* 1985).

2.1.4. Çiğneme temas zamanı

Cihaz uç aparatı (karşıt malzemenin bağlandığı uç) ile malzeme arasındaki temas süresi klinik açıdan uygun bir uzunlukta olmalı ve simülasyon aşamasında sabit tutulmalıdır.

Farklı gıda maddeleri çiğneyen bir insan üzerinde yapılan çalışmalarda güç sensörlerinin yardımı ile çiğneme çevrimi başına temas süresinin 600 ms, 400 ms aralığında olduğunu ortaya koymuştur (Schindler *et al.* 1998; Steiner *et al.* 2009). Ortalama kayma hareketi öğütücü dişlerde (first molar towards) 0.3 mm, ön dişlerde (anterior) 0.18 mm ölçülmüştür (Schindler *et al.* 1998).

Malzemenin yorulma dayanımını test etmek için, aşınma simülatörü içine entegre edilmiş bir yatay hareket mekanizmasını da ihtiva etmelidir (Gibbs *et al.* 1981).

2.1.5. Termal çevrim deney koşulları

Termal çevrim kavramı 1952'den beri diş hekimliği araştırmalarında en yaygın kullanılan kavramlardan biridir (Youngson and Barclay 2000). Bu sistem in vivo ortamdaki diş ve restoratif materyalleri uzun zaman periyotlarında tekrarlı olarak ısıtma ve soğutma çevrimlerine maruz bırakmak olarak tanımlanmaktadır (Youngson and Barclay 2000).

Literatürde 6000 termal çevrimin 5 yıllık klinik çalışmalara denk geldiği kabul edilmektedir (Pieniak *et al.* 2012). Termal çevrimlerdeki sıcaklık aralığı 5-55°C ve 5-65°C arasında değişiklik gösterdiği görülmüştür (Pieniak *et al.* 2012). Daha önce yapılan çalışmalarda termal çevrim deney parametreleri ile ilgili olarak farklı varsayımlar yapılmıştır. Deneylerde kullanılan akışkanın sıcaklığı alt limit 2 ile 24°C arasında değişiklik gösterirken üst limit sıcaklık of 45°C ile 60°C arasında değişiklik göstermiştir (Pieniak *et al.* 2012). Numunelerin akışkan sıvı içerisinde bekleme süreleri 15 saniye ile 180 saniye arasında değişirken termal çevrim sayıları 25 ile 1 milyon arasında değişiklik göstermiştir (Pieniak *et al.* 2012). Şu anda en yaygın olarak aşağıdaki deney parametreleri kabul edilmektedir:

---Deney işlemlerinde soğutulmuş akışkan sıcaklığı 5°C, ısıtılmış akışkan sıcaklığı 55°C, ile 65°C

--- Numunelerin her sıcaklıkta bekleme süreleri (dwelling time) 30 saniye

---Termal çevrim sayıları klinik çalışmalara göre birkaç termal çevrimden binlerce termal çevrime kadar değişebilir (Pieniak *et al.* 2012).

2.1.6. In vitro ortamında ağız tükürük sıvısı

Yapay tükürük gibi yağlayıcılar düşük sürtünme katsayısından dolayı aşınmayı azaltırlar. Sürekli akış halindeki su, malzeme ve güç aktarım mekanizması arasındaki bölgeden aşınmadan dolayı oluşan parçacıkları temizler böylece aşındırıcı ortam olabilecek aşınan malzeme etkisini azaltır. Aşındırıcı ortam, kullanılan havanın kuru ya da nemli olmasına bağlı olarak aşınmayı artırıp azaltıcı olabilir. Aşağıda Çizelge 2.3’de yapay tükürük sıvısının kimyasal bileşenleri verilmiştir. Bu çözeltinin pH oranı yaklaşık 5,7 olarak ölçülmüştür. Bu oran in vitro ortam çalışma şartları aralığındadır (Henriques *et al.* 2012).

Çizelge 2.3. Yapay tükürük çözeltisinin kimyasal bileşimleri ve oranlarının gösterimi (Viennot *et al.* 2006; Henriques *et al.* 2012)

Bileşen	Miktar (g/L)
NaCl	0.4
KCl	0.4
CaCl ₂ .2H ₂ O	0.795 veya 0,960
Na ₂ S.9H ₂ O	0.005
NaH ₂ PO ₄ .2H ₂ O	0.69
Urea	1

2.2. Kompozitlerin Yapısı

Kompozit malzeme kelime anlamı olarak en az iki farkı malzemenin çeşitli birleştirme yöntemleri kullanılarak bir araya getirilmesi sonucunda yeni bir malzeme oluşturması olarak tanımlanabilir. Tedavi sürecinde kullanılan kompozit malzemeler genel olarak bir reçine içerisinde; organik matris yapısı, inorganik doldurucu parçacıkları ve çapraz bağlayıcılar olmak üzere üç temel üzerinde oluşturulmaktadır. Kompozit malzemenin içerdiği bu üç temel yapının oranının ve birleşme yapısının değişimiyle farklı mekanik ve estetik özelliklere sahip yeni kompozit malzemeler oluşturulmaktadır. Kompozit

malzemeler tedavi sürecinde içerdikleri inorganik doldurucu şekline ve boyutuna göre mikro, nano, mikro-hibrid, nano-hibrid gibi gruplara ayrılırlar. Ancak bu malzemelerin birbirlerine çok benzer yapıda olması ve benzer mekanik ve estetik özellikler göstermesi ticari olarak ayırt edilmesini çok zor bir hale getirmiştir (Souza *et al.* 2016). Literatürde, klinik çalışmalarda dünya genelinde her yıl 260 milyondan fazla restoratif tedavide kompozit malzeme uygulandığı rapor edilmiştir (Kaisarly and El Gezawi 2016).

2.2.1. Organik yapı

Kompozit malzemenin içerdiği organik matrisin içyapısına göre aşağıdaki sınıflandırmayı yapmak mümkündür (Arıkan 2005).

a. Metil metakrilat yapısında olanlar b. BIS-GMA matrisli olanlar

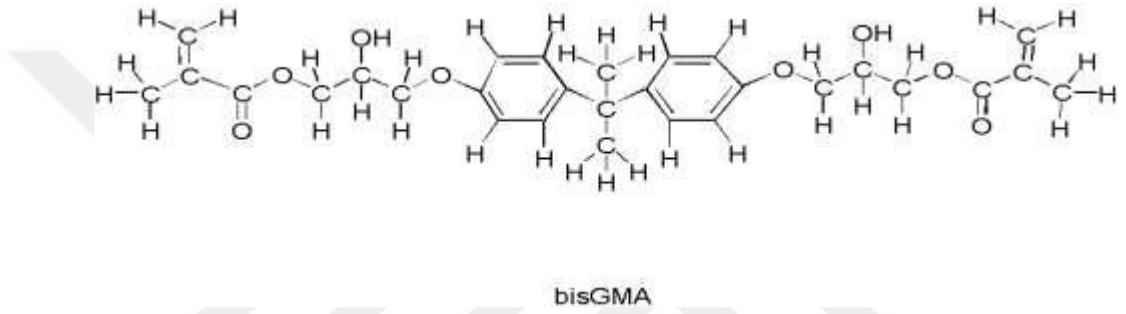
2.2.1.a. Metil metakrilat yapısında olanlar

Bu yapı fiziksel olarak, suda erimeyen akışkan bir madde olarak bilinir. Metil metakrilat organik matris yapısı genel olarak mikro molekül yapısında bulunmaktadır ve bu yapının X-ışını geçirgenlikleri vardır. Metakrilat akrilik kompozit malzemenin temel yapısını oluşturur ve bu yapı genel olarak yüksek mukavemete sahiptir dolayısıyla çekme ve bükülmeye karşı dirençlidir. Polimetakrilatlar organik yapısı ortalama 600 kg/cm² kuvvet altında kararlı bir dayanma gösterebilirler (Robinson *et al.* 1998; Ekici 2010).

2.2.1.b. BIS-GMA matrisli olanlar

BIS-GMA organik matris yapısı bir peroksit katalizör ve amin akseleratör bir araya gelmesi ile ek polimerizasyon sürecinde iki tane reaktif çift bağ yapabilen, genellikle renksiz akıcı bir sıvıdır. Bu organik matris yapısının akıcılığını azaltmak amacıyla bu yapı içerisine di-metakrilat ve tri-metakrilat eklenebilmektedir. Bu yöntemle elde edilen

yeni organik yapısı, trietilenglikol dimetakrilat (TEDGMA) olarak isimlendirilir (Ekici 2010). Ayrıca son yıllarda kompozit malzemenin adezyon direncini artıran ve sahip olduğu rengi daha kararlı olmasını sağlayan ürethan dimetakrilat (UDMA) organik matris yapısı da kullanılmaya başlanmıştır. UDMA organik matris yapısının BIS-GMA yapısına katılarak daha düşük akıcılığa sahip bir yapı elde edilmesinde dolayı günümüzde üretilen hemen hemen tüm kompozitlerin yapısında kullanılması tercih edilmiştir.



Şekil 2.7. BIS-GMA organik matris yapısının açık kimyasal formülü (Ekici 2010)

2.2.2. İnorganik yapı

Kompozit malzemelerin içeriğinde bulunan inorganik yapı, çeşitli oranda ve büyüklükte kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi matris içerisine yayılmış inorganik doldurucu parçacıklardan meydana gelir (Ekici 2010). Stronsiyum, baryum, çinko ve yitribiyum kompozit malzemeye ışık geçirmezlik (radyooposite) özelliği kazandırır. Kompozit malzemenin içerdiği silika parçacıkları malzemenin sahip olduğu aşınma, kırılma gibi mekanik özelliklerini artırır ve bu yapı sayesinde kompozit malzeme saydam bir duruma gelir. Böylece oluşturulan kompozit malzemede diş minesine benzer bir görünüm elde edilmiş olur. Ancak bu yapının oluşması tedavi sürecinde cilalama ve bitirme (finishing) işlemini zorlaştırır (Ekici 2010). Bu dezavantajdan dolayı günümüzde kompozit malzemelerin kristal yapıları non-kristalin formu kullanılarak üretilmektedir (Willems *et al.* 1993).

2.2.3. Ara bağlayıcılar

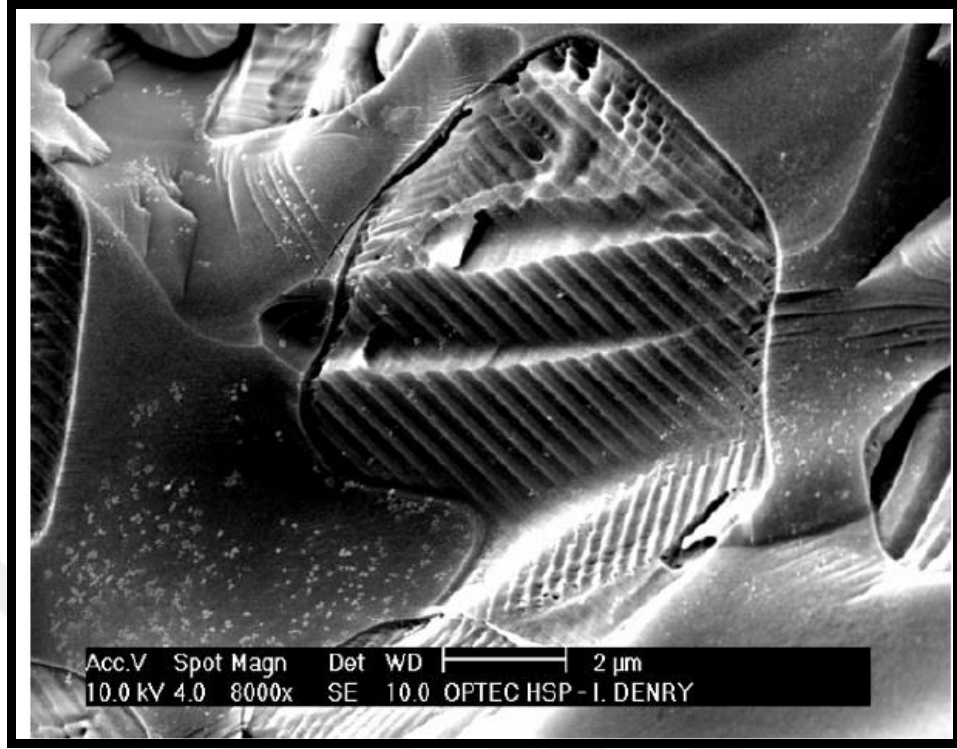
Kompozit malzemelerin içeriğine bakıldığında organik yapı ve inorganik yapının birbirlerine sıkı bir şekilde bağlanması gerekmektedir. Malzeme bilimi ve mühendisliğinde bu yapıları birbirine bağlama ara faz ile gerçekleştirilmektedir. Diş hekimliği alanında kullanılan kompozit malzemelerde bu ara fazlar genellikle silisyum hidrojenli bileşikler olup, 'silan' olarak isimlendirilmektedirler. Ara faz olarak kullanılan bu yapı mekanik olarak dayanıklı, kimyasal olarak inert bileşenlerden oluşan bir yapıya sahiptir ve maddenin çeşitli hallerinde bulunabilmektedir (Ekici 2010).

2.4. Seramiklerin Yapısı

Diş hekimliği alanında kullanılan seramik malzemeler vücut içerisinde inert olması, sahip olduğu rengi uzun süre koruyabilmesi, ısı iletkenliklerinin düşük olması, yüksek biyouyumluluğa sahip olması ve üstün estetik özelliklerinden dolayı klinik çalışmalarda son yıllarda giderek artan bir kullanıma sahiptir (Lawn *et al.* 2002; Von Steyern *et al.* 2005). Ancak tüm seramik malzemelerin gevrek bir içyapıya sahip olması ve kritik yükleme noktasının düşük olması nedeniyle klinik çalışmalarda seramikler saf hali ile kullanılamazlar (Kelly 1999a). Bu sebeple seramik malzemeler bazı yüzey işlemleri sonrası klinik çalışmalara uygun hale gelebilmektedir. Literatüre bakıldığında son zamanlardaki araştırmalarda, klinik çalışmalarda kullanılan seramik malzemelerin mikro yapısı değiştirilerek mekanik ve estetik özelliklerinin güçlendirilmesine odaklanılmıştır (Ural 2001). Ayrıca gelişen teknoloji ile birlikte blok halinde CAD (bilgisayar destekli tasarım) yöntemi ile güçlendirilmiş yapıda üretilen seramik malzemeler CAM (bilgisayar destekli üretim) yöntemi ile imal edilmektedirler (Mehl and Hickel 1999; Ural 2001). Klinik çalışmalarda kullanılan seramik malzemeleri birçok parametreye göre sınıflandırmak mümkündür. Malzeme bilimi ve mühendisliği yönünden sınıflandırmak gerekirse metal içerikli seramikler ve saf seramikler olarak sınıflandırmak mümkündür.

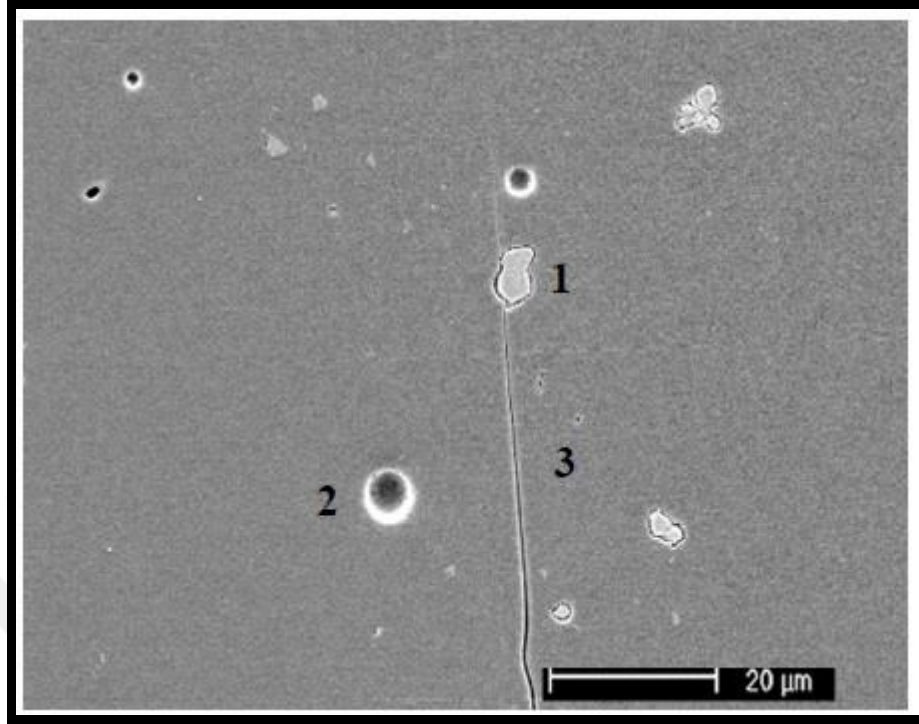
2.4.1. Metal içerikli seramikler

Klinik çalışmalarda metal içerikli seramikler 1960 yılından bu yana kullanılmaktadır (Denry and Holloway 2010). Metal içerikli seramikler, estetik olarak kabul edilebilir bir restorasyon üretmek için kaplamalı bir seramiğin metal altyapıya uygulanması ve ısıtılması (fırınlanması) mantığına dayanır. Metal-seramik restorasyonlar için “feldspatik” porselen olarak adlandırılan seramik kaplama genellikle lösit esaslıdır (Denry and Holloway 2010). Cam içerikli feldspar porselen yaklaşık olarak $8.6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}$ gibi düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir (Denry and Holloway 2010). Lösitin feldspat camına eklenmesi, metal altyapı ile uyumlu bir termal genleşme katsayısına sahip kaplayıcı seramiklerin üretimine olanak sağlamıştır (Denry and Holloway 2010). Lösit malzemesini açıklamak gerekirse; Lösit (KAlSi_2O_6), oda sıcaklığında tetragonal bir yapı sergileyen ve 625°C 'de tetragonalden küpe doğru yer değiştiren bir faz dönüşümü geçiren, %1.2'lik bir hacim genişlemesine eşdeğer olan bir potasyum alümino-silikattır (Denry and Holloway 2010). Bu sonuç, 20 ile $25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}$ gibi yüksek ısı genleşme katsayısına sahip olmasına olanak sağlar (Denry and Holloway 2010). Literatürde, dönüşümün feldspatik dış porselenlerinde 400°C kadar düşük sıcaklıklarda başladığı rapor edilmiştir (Mackert *et al.* 1986; Mackert *et al.* 1986). Ayrıca lösit malzemesi 1150°C ve 1530°C sıcaklıkları arasında doğal olarak elde edilebilir (Denry and Holloway 2010). Bu durumda üretici lösit oranını feldspat cam oranına göre değiştirerek, termal genleşme katsayısını hassas bir şekilde ayarlayabilir. Şekil 2.8'de gösterildiği gibi, lösit kristalleri genellikle mikroskobik gerginliği en aza indirmek için faz dönüşümünden ötürü tabakalı katman şeklinde görünürler (Palmer *et al.* 1988).



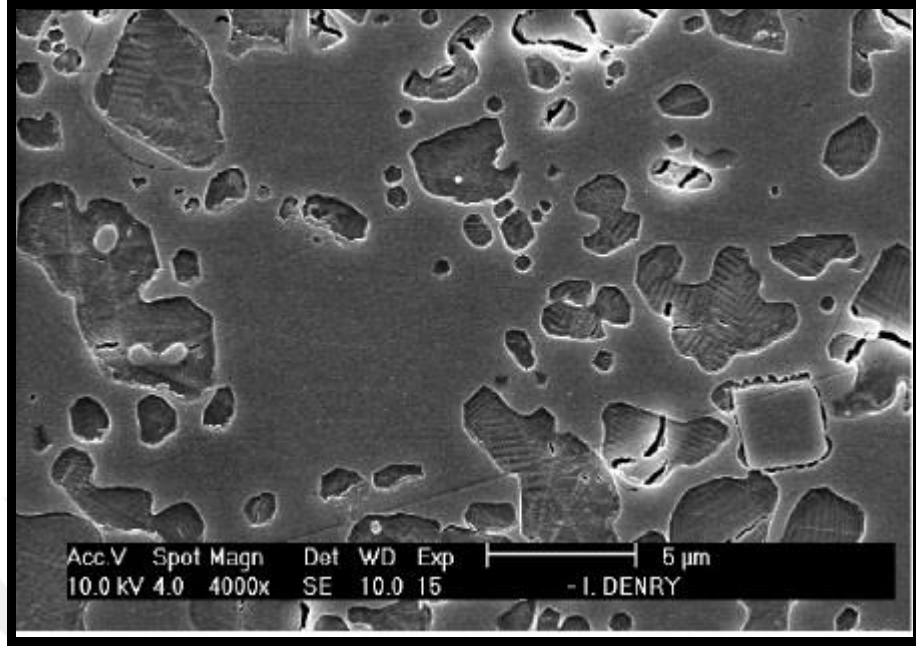
Şekil 2.8. Kaplanmış bir diş seramiğinde kırılma yüzey görüntüsü (Denry and Holloway 2010)

Feldspatik diş porselenlerinde genellikle hacimce %15 ile %25 oranında lösit bulunur (Denry and Holloway 2010). Bu miktar, porselenin termal kontraksiyon katsayısının metalinkinden biraz daha düşük olacağı şekilde ayarlanır, böylece seramik hafif sıkıştırma altında elde edilebilir (Denry and Holloway 2010). Dental restorasyonlar için seramik kaplama, nihai ürünün gözenekli ligini azaltmak için klasik olarak vakum altında sinterleme işlemi uygulanır (Meyer *et al.* 1976; Claus 1989). Ancak ne yazık ki, gözenekler kaplama seramiklerinde görülen tek kusur değildir, Şekil 2.9’da gösterildiği gibi, çatlaklar ve kalıntılar da mevcuttur.



Şekil 2.9. Kaplamalı seramikteki kusurların gösterimi (1: Kalıntılar, 2: gözenek ve 3: çatlak oluşumu) (Denry and Holloway 2010)

Bir lōsit içeren diş porseleninin mikro yapısı Şekil 2.10'da gösterilmiştir. Lōsit kristalleri genel bir çapı 1 ila 5 mikrometre arasında olan çokgen şekilli olup bazen daha büyük kümeler gözlemlenir. Lōsit kristalleri ile çevreleyen camsı matris arasındaki termal genleşme katsayısındaki büyük farktan dolayı, radyal çekme gerilmeleri ve teğetsel basma gerilmeleri, soğumanın ardından kristaller içinde ve çevresinde teğetsel sıkıştırma stresleri gelişir ve bu da mikro çatlakların oluşmasına neden olur (Denry and Holloway 2010). Diş porselenlerinde hızlı fırınlama (hızlı ısınma) ve yavaş soğuma hızlarının lōsit miktarını etkilediği ve bunun da termal genişleme davranışlarını değiştirdiği gösterilmiştir (Mackert and Evans 1991a, 1991b). Feldspat porselenlerinin mekanik özellikleri, diş hekimliğinde kullanılan seramik malzemelerinde en düşük seviyededir ve büyük miktarda camsı faz hakimdir (Seghi *et al.* 1990).



Şekil 2.10. Lösit içeren diş porselenin içyapısı (Denry and Holloway 2010)

Metal-seramik diş restorasyonlarının diş hekimliğinde kırk yıldan fazla süredir kullanılmakta olduğunu düşünürsek, genel performansı oldukça başarılı sayılabilir. Bunun nedeni, özellikle üreticilerin, sunulan malzemelerin kalitesini artırmak için çabalamaları, özellikle de kristal boyutu ve opalescence gibi optik özellikler açısından gösterilmesidir. Metal-seramik restorasyonlarda istenilen estetiği sağlamak oldukça zordur (Denry and Holloway 2010). Bununla birlikte, 2005 yılında, imal edilen tüm diş restorasyonlarının %50'sinden fazlasının metal-seramikler olduğu tahmin edilmektedir (Holand *et al.* 2009).

2.4.2. Tam seramik sistemler

Metal desteksiz restorasyonlar için tartışılabilir bir gerekçe ile hareket ederek, diş restorasyonları için tamamı seramikten oluşan sistemlerin gelişimi son otuz yıldır dikkat çekmektedir (Denry and Holloway 2010). Isıyla presleme, kayma dökümü ve Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli İşleme (CAD-CAM) gibi yeni üretim teknikleri geliştirilmiştir (Denry and Holloway 2010). Aynı zamanda, tamamı-seramikten oluşan sistemler, mekanik açıdan giderek artan bir performans sunan, diş gereksinimlerini

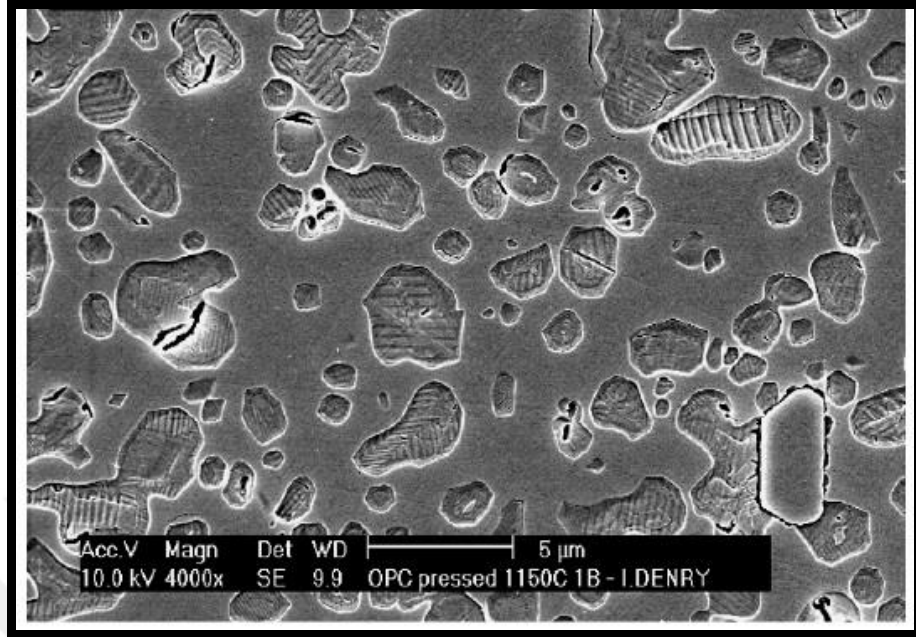
karşılamak üzere geliştirilmiştir (Denry and Holloway 2010). Metal-seramiklerden farklı olarak, bütün seramikler yaklaşık %35 ila yaklaşık %99 hacim arasında önemli ölçüde daha fazla kristal faz içerir (Denry and Holloway 2010). Bu daha yüksek kristallik seviyesi, kristalin takviye veya stresle indüklenmiş dönüşüm gibi çeşitli mekanizmalar yoluyla mekanik özelliklerin geliştirilmesinden sorumludur. Ne yazık ki, daha yüksek kristallik, aynı zamanda yüksek donukluk ile ilişkilendirilir; bu da diş seramikleri için her zaman istenen bir özellik değildir (Denry and Holloway 2010). Örnek olarak, 3Y-TZP (%3 mol % Yttria stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristalleri) gibi zirkonya seramikleri eşsiz mekanik özellikler sunar, ancak günümüzde mevcut olan tamamı seramikten oluşan implant sistemler oldukça opak görünümündedirler (Spear and Holloway 2008). Bununla birlikte, kristallik, malzemelerin performansına katkıda bulunan birçok iç faktörden yalnızca biridir. Kristal boyutu ve geometrisi, elastite modülü, faz dönüşümü ve kristal ile camsı faz arasındaki termal genişleme uyumsuzluğu gibi diğer faktörler, seramiğin nihai mekanik tepkisinin belirlenmesinde kritik bir rol oynamaktadır. Ayrıca, tüm seramik sistemlerde, çalışma koşulları gibi dış faktörler, malzemenin uzun vadeli performansında önemli bir rol oynadığını unutmamalıdır. Ağız ortamı, nem, asidik veya bazik pH, termal yükleme ve çiğneme sırasında sert gıdalarla karşılaşıldığında son derece yüksek seviyelere ulaşabilen tepe yükleri içeren zorlu bir dizi çalışma koşulunu bir araya getirir. Nemli bir ortam camsı bir faz içeren seramik malzemelerinde stres korozyonuna ve gevrek kırılma hasarına yol açabilir (Michalske and Freiman 1982). Nispeten düşük sıcaklıklarda nemli bir ortamda mikro yapısal bozulmaya uğradığı gösterilen 3Y-TZP gibi bazı oldukça kristalin materyallerde de aynı geçerlidir (Kobayashi *et al.* 1981; Lawson 1995; Chevalier *et al.* 1999). Bu nedenle, diş seramiklerinin uzun dönem performansı hakkında değerli bilgiler sağlamak için nemli ortamda ve termal yüklemeyle yapılan testlerin yapılması gerektiği kabul edilmektedir (Kelly 1999b).

2.4.2.a. Sıcaklık ile sertleştirilen seramikler

Isı ile sertleştirilen seramiklerin popülaritesi, diş hekimliğinde seramik restorasyonları oluşturmak için kayıp mum tekniklerini kullanma becerisine dayanmaktadır (Denry and

Holloway 2010). Diş hekimliğinde, diş alaşımlarını dökmek için kullanılan bu teknik çok fazla kullanılır (Denry and Holloway 2010). Ayrıca, diş seramiklerini ısı ile preslemeye ihtiyaç duyan ekipman nispeten ucuzdur. Isı ile sıkıştırılmış diş seramiğinin ilk nesli, lösit takviye edici kristalin faz olarak içerir. Günümüzde ise bu seramik lityum disilikat bazlı olarak karşımıza çıkmaktadır.

Birinci nesil ısıyla preslenmiş seramikler kristal faz olarak %35 ile %45 hacimce lösit içerir (Denry and Holloway 2010). Şekil 2.11'de kristal faz olarak %35 ile %45 hacimce lösit içeren seramiğin mikro yapısı gösterilmiştir. Eğilme direnci ve kırılma tokluğu değerleri feldspatik porselenlerden yaklaşık iki kat daha fazladır (Seghi and Sorensen 1995). Mukavemet ve tokluktaki bu artış, ısıyla baskı işleminden ince lösit kristallerinin dağılmasıyla açıklanmıştır (Guazzato *et al.* 2004a). Ayrıca, daha önce belirtildiği gibi, lösit kristalleri ile camsı matris arasındaki termal genleşme katsayılarının farkından dolayı, soğutma üzerine teğetsel basınç stresleri kristaller etrafında gelişir. Bu stresler çatlamanın sapmasına ve geliştirilmiş mekanik performansa katkıda bulunabilir (Denry *et al.* 1996). Bununla birlikte, mikro çatlakların birleşmesinin de kristallerin matristen ayrışmasına neden olabileceği ve mukavemet ve kırılma tokluğunda bozulmaya neden olabileceği belirtilmelidir (Mackert and Williams 1996). Bu sistemin mekanik özelliklerini analiz ederken yaklaşık %9 gözeneklilik varlığı da düşünülmelidir (Guazzato *et al.* 2004a). Daha fazla çalışma, ilave lösit kristalleşmesinden ötürü, bu seramiklerin eğilme mukavemetinin, ilave ateşlemeler sonrasında önemli ölçüde iyileştiğini ortaya koymuştur (Dong *et al.* 1992). Bir başka çalışmada bu sistemdeki lösitin faz dengesi incelenmiş (Denry *et al.* 2001), ve tetragonal lösitin diş laboratuvarı işlemi için gerekli sıcaklık ve sürelerde kararlı faz olduğunu ortaya koymuştur (Denry and Holloway 2010).



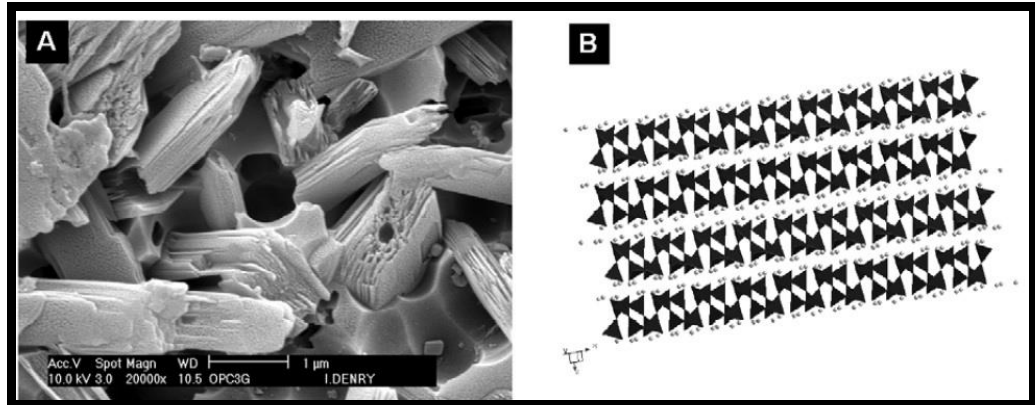
Şekil 2.11. Kristal faz olarak %35-45 hacimce lössit içeren seramiğin mikro yapısı (Denry and Holloway 2010)

İkinci nesil ısıyla preslenen seramikler ana kristal faz olarak yaklaşık yaklaşık %65 lityum disilikat içerir ve bu oluşan malzeme yaklaşık %1 gözenekli bir yapıya sahiptir (Guazzato *et al.* 2004a). Literatürde birçok çalışmada lityum disilikat cam seramikleri kapsamlı olarak incelenmiştir (Borom *et al.* 1975; Ray and Day 1996; Ray *et al.* 1996; Iqbal *et al.* 1998, 1999). Tüm çalışmalar, bu sistemlerde lityum disilikatın kristalleşmesine neden olan mekanizmaların, nano boyutta kristal fazların varlığına bağlı olarak oldukça karmaşık yapısının olduğunu kabul etmektedir (Borom *et al.* 1975). Yüksek sıcaklık X ışını kırınımı çalışmaları, lityum metasilikatın (Li_2SiO_3) ve kristobalitin (SiO_2), kristalizasyon işlemi sırasında, lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristallerinin büyümesinden önce oluştuğunu ortaya koymuştur (Denry and Holloway 2010). Malzemede oluşan son mikro yapı, çapı $0.8 \mu\text{m}$ olan, uzunluğu $5 \mu\text{m}$, yüksek oranda birbirine kenetlenmiş lityum disilat kristallerinden oluşur bu yapının mikro iç yapısı Şekil 2.12’de gösterilmiştir (Denry and Holloway 2010).



Şekil 2.12. Isı ile preslenmiş lityum disilikat seramik malzemesinin mikro içyapısı (Denry and Holloway 2010)

Borom *et al.* (1975) lityum disilikat kristalleri ile camsı matris arasındaki termal genleşme uyumsuzluğunun muhtemelen çatlak sapması ve mukavemet artışından sorumlu olan kristaller etrafında teğetsel basınç gerilmelerine neden olacağını belirtmiştir (Borom *et al.* 1975). İç içe geçmiş mikroyapı ve katmanlı kristaller, muhtemelen güçlenmeye katkıda bulunacaktır (Şekil 2.13) (Denry and Holloway 2010). Çatlak yayılımı, bölme düzlemleri boyunca kolay olmakla birlikte, uçlar boyunca daha zor olur ve bir dizi kristal yönlendirme nedeniyle birden fazla çatlak sapmasına yol açar. Birçok yazar ısı basma lityum disilikat cam-seramiklerinden sonra kristal hizalamasını bildirmiştir (Thiel and Schnapp 1998; Albakry *et al.* 2004; Guazzato *et al.* 2004a). Bu sonuç, kristallerin yüksek en / boy oranına bağlı olarak bir dereceye kadar beklenebilir ve muhtemelen kristal hizalamasına paralel veya dikey doğrultudaki mekanik özellikleri, kristal hizalamasına dikey yöndeki çatlak yayılımına daha yüksek dirence sahip olmasını sağlayacaktır (Denry and Holloway 2010).



Şekil 2.13. (A)Lityum disilikat cam-seramikte birbiri içerisine geçmiş kristaller; (B) $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ 'in kristalografik yapısı, katmanlar SiO_4 tetrahedra paylaşım köşelerinden gri renkli Li atomlarından oluşumunun gösterimi (Denry and Holloway 2010)

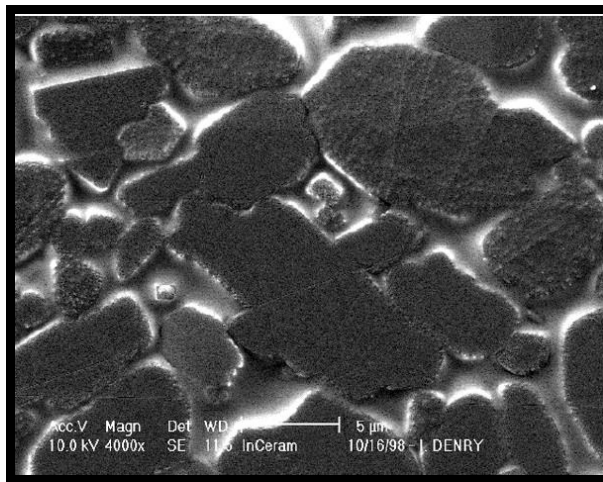
Sonuç olarak, tamamı seramikten oluşan implant restorasyonlarda lityum disilikat cam-seramikler klinik çalışmalarda iyi performans göstermiştir. İkinci kuşakta geliştirilen seramik sistemler birinci kuşak lösit takviyeli tamamı seramikten oluşan sistemlerden yaklaşık iki kat daha fazla mekanik ve estetik özelliğe sahip olmuşlardır (Denry and Holloway 2010).

2.4.2.b. Kuru preslenmiş ve sinterlenmiş seramikler

Kuru presle üretilen yoğun sinterlenmiş alümina bazlı seramikler, ardından sinterleme 1990'lı yılların başından beri mevcuttur ve halen klinik çalışmalarda kullanılmaktadır (Denry and Holloway 2010). Teknik, sinterleme büzülmesini telafi etmek için (%12 ile %20) büyütülmüş bir kalıbın bilgisayar destekli üretimi mantığına dayanmaktadır. Ardından yüksek saflıkta (1550°C) alümina esaslı çekirdek seramiklerinin kuru preslenmesi ve sinterlenmesi gerçekleştirilir. Bu durum ortalama tanecik büyüklüğü yaklaşık 4 mikrometre ve bükülme mukavemeti 601 ± 73 MPa olan, kristal seramiğin oluşmasını sağlar (Andersson and Oden 1993; Zeng *et al.* 1996). Tüm üretim aşamaları üretici tarafından titizlikle kontrol edilir. Yüksek mukavemetli çekirdek daha sonra yeterli estetiği elde etmek için yarı saydam porselen ile kaplanır. Elde edilen bu ürün 15 yıl canlı doku üzerinde yapılan testlerde çok iyi sonuçlar göstermiştir (Denry and Holloway 2010). Aynı teknoloji, zirkonya bazlı çekirdek seramiklerde de mevcuttur.

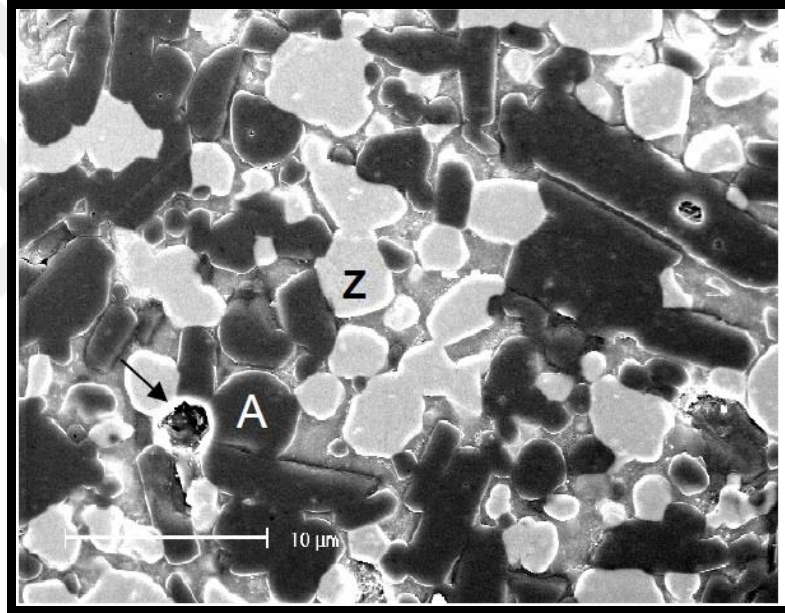
2.4.2.c. Kayma hareketi ile üretilen seramikler

Diş restorasyonları için kaymalı seramik 1990'lı yıllarda ortaya çıkmıştır (Denry and Holloway 2010). Gözenekli bir altyapı kayma dökümü ile üretilmekte, sinterlenmekte ve daha sonra lantan bazlı cam ile sızdırılmakta, biri camsı fazdan ve diğeri de kristalin altyapıdan oluşan iki adet birbirine nüfuz eden sürekli ağlar üretmektedir (Denry and Holloway 2010). Oluşan bu yapıda alümina (Al_2O_3), spinel (MgAl_2O_4) ve zirkonya-alümina (12Ce-TZP- Al_2O_3) olmak üzere üç kristal faz mevcuttur. Alümina esaslı kayma dökme seramikleri, hacimce %68 alumina, %27 hacim cam ve %5 hacim gözenek içerir (Guazzato *et al.* 2004a). Mikro yapı çeşitli boyut ve şekillerde blok alümin tanelerinden oluşur (Şekil 2.14) (Denry and Holloway 2010). Ayrıca, alümina kristalleri ile sızdırma camı arasındaki termal genişleme uyumsuzluğunun katsayısının, ısı artı gerilmeler nedeniyle güçlenmeye katkıda bulunabileceği de ileri sürülmüştür (Denry and Holloway 2010). Yüksek kırılma indeksine ve gözle görülür miktarda gözenekliliğe sahip olan büyük alümina kristallerinin varlığı, bu tamamı seramikten oluşan sistemde bir dereceye kadar opaklık oluşturmaktadır. Mekanik özellik olarak lityum disilikat seramik malzemesine benzer özellik gösterir ve estetik olarak daha iyi yarı saydam bir görüntüsü oluşur (Magne and Belser 1997; Heffernan *et al.* 2002).



Şekil 2.14. Alümina kayma dökme seramiğin mikro yapısının gösterimi (Denry and Holloway 2010)

Zirkonya sertleştirilmiş alümina kayma dökme seramikleri %34 hacim alümina ve %12 hacim seryumun sabitleştirilmiş zirkonyum (12Ce-TZP) içermektedir (Denry and Holloway 2010). Cam faz, oluşan son üründe yaklaşık %23 hacim ile %8 hacim artık porozite ile temsil edilmektedir (Guazzato *et al.* 2003; Guazzato *et al.* 2004b). Oluşan bu yapının mikro yapısı Şekil 2.15’de gösterilmiştir. Mikro yapı incelendiğinde daha büyük kontrastlı alümina taneleri, daha parlak kontrastta daha küçük 12Ce-TZP tanecikleri ve gözeneklilik de gözükmemektedir. Bu sistemdeki ikili kristalin takviye, iki çeşit güçlendirme mekanizmasının meydana gelmesine olanak sağlar.



Şekil 2.15. Zirkonya-sertleştirilmiş alüminyum kayma döküm seramiğinin mikroyapı gösterimi (A: alümina taneleri, Z: zirkon taneleri) (Denry and Holloway 2010)

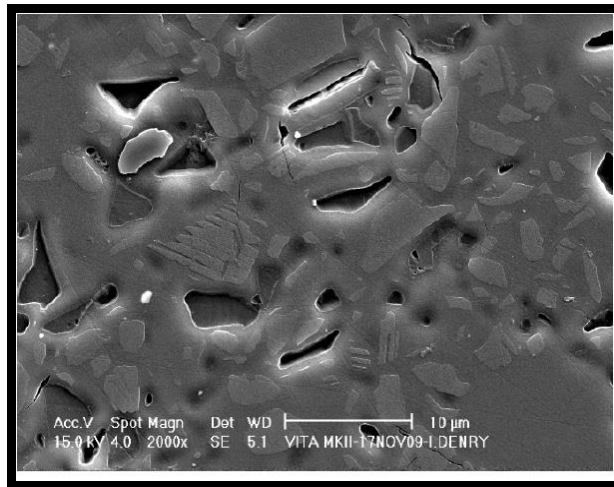
2.4.2.d. İşlenmiş seramikler

Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (CAD / CAM) teknolojisi, 1970'lerin başında Duret tarafından diş hekimliğinde alanında kullanılmaya başlanmıştır (Duret *et al.* 1988). Bu teknoloji tamamen sinterlenmiş seramik bloklar için (sert işleme) yöntemine yönelikti, ancak günümüzde kısmen sinterlenmiş seramiklerle (yumuşak işleme) tekniği geliştirildi, bu yöntem ile yeterli sinterlenmeyi sağlamak için

tamamen fırınlama yöntemi kullanılarak seramikler yüksek ısıdan geçirilmiştir (Denry and Holloway 2010).

1. Sert işleme yöntemi

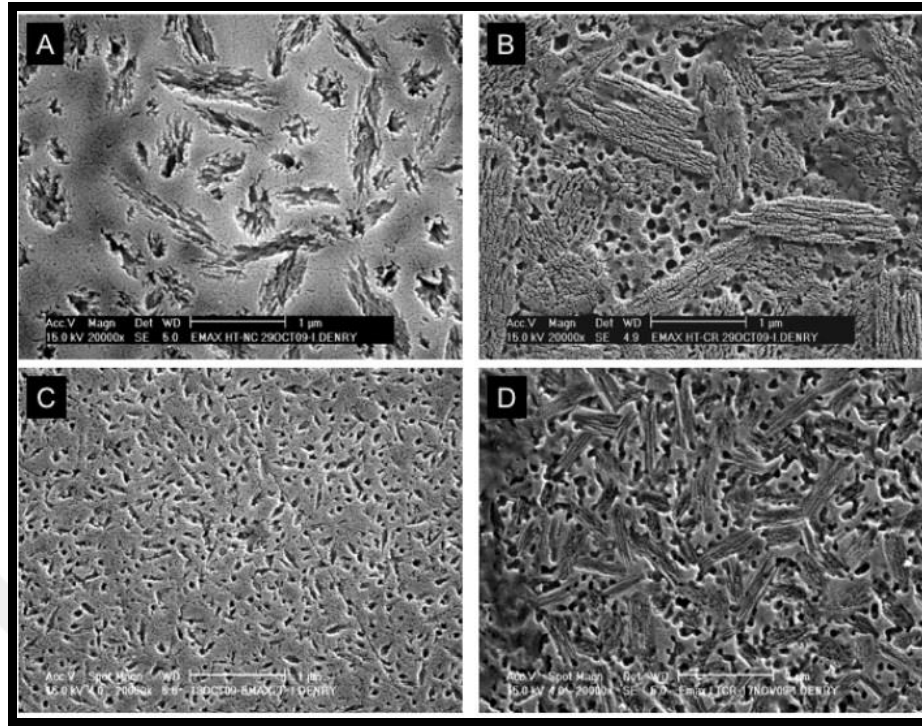
Klinik çalışmalarda kullanılan seramiklerde daha önceki yıllarda, birbirine geçen mika trombositlerin klasik bir "ev-ofcards" mikro yapısını sergileyen, işlenebilir bir fluormica cam-seramiğini içerdiği rapor edilmiştir (Denry and Holloway 2010). Mika kristallerinin sunduğu bölünme düzlemleri, seramiğe mükemmel bir işlenebilirlik sağlamaktadır (Grossman 1972). Günümüzde de, diş restorasyonlarının CAD / CAM sert işlenmesi için kullanılabilen tamamen sinterlenmiş seramik malzemeler feldspat bazlı lösit esaslı ve lityum disilikat bazlı seramikleri içermektedir (Denry and Holloway 2010). Feldspar esaslı malzemenin mikro yapısı Şekil 2.16'da gösterilmektedir. Poligonlar yapısı ((Na, K) ve (AlSiO_8)) kristalleri (çap olarak 2-10 μm), camsı matristeki daha açık kontrastta görüldüğü rapor edilmiştir (Denry and Holloway 2010). Muhtemelen bazı kristaller ve camsı matris arasında bir dereceye kadar termal genleşme uyumsuzluğunu belirten birkaç mikro çatlak mevcut olacaktır. Bu malzemedeki kristal faz miktarı yaklaşık %30 hacim civarında olduğu rapor edilmiştir (Tinschert *et al.* 2000).



Şekil 2.16. Tam sinterlenmiş, işlenebilir bir feldspat bazlı seramiğin mikroyapısının gösterimi (Denry and Holloway 2010)

CAD / CAM restorasyonlar için işlenebilir bloklar olarak lösit takviyeli seramik de mevcuttur (Denry and Holloway 2010). Bu malzeme, mikro yapı ve mekanik özellikler bakımından birinci kuşak lösit takviyeli basabilir seramiklerle benzerdir. Tam sinterlenmiş seramiklerin işlenmesi, tipik olarak, takım aşınması ve kalıcı yüzey kusurları oluşturur ve bu da uzun vadede seramikte in vivo performanslarını olumsuz olarak etkileyebileceği rapor edilmiştir (Tinschert *et al.* 2004).

Lityum silikat sisteminde kısmen kristalleşmiş seramiklerle tam sinterlenmiş seramiklerin CAD / CAM işlemeleri için zarif bir yaklaşım önerilmiştir (Denry and Holloway 2010). Seramik bloklar kısmen kristalleşir ve bu yapı hem lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri hem de lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristal çekirdeği içerdiği rapor edilmiştir (Denry and Holloway 2010). Bu durumda,   retim safhasında seramiği   retmek kolaydır ve seramik daha düşük bir mukavemet sergiler (imalatçı verilerine göre 130 MPa) (Denry and Holloway 2010). Seramik blokların kristalizasyon ön işleme tabi tutulmasına bağlı olarak, iki seviye yarı saydamlık elde edilebilir. Yüksek yarı saydamlık (HT) malzemesi,   n kristalleşmiş halde az miktarda ve daha büyük kristaller içeren lityum metasilikat kristalleri içerir (şekil 2.16(A)) ve düşük yarı saydamlık (LT) malzeme daha küçük kristallerden daha yüksek bir yoğunluk içerdiği rapor edilmiştir (şekil 2.16(C)) (Denry and Holloway 2010).   retim safhasında seramikler 850  C'de 10 dakika süreyle tam kristalizasyon ısıı işlemden geçirildikten sonra, yarı saydamlık (HT) seramiği, camsı bir matriste katmanlı lityum disilikat kristalleri (1.5  m X 0.8  m) sergilemektedir (şekil 2.16(B)) (Denry and Holloway 2010). Yüksek çözünürlüğe sahip lityum fosfat küresel kristalleri küresel gözenek olarak gözükmektedir. Tam kristalize düşük yarı saydamlık (LT) seramik, lityum fosfat kristalleri olarak da ifade edilen, küresel gözeneklerle birlikte, küçük (0.8  m X 0.2  m) küçük lityum disilikat kristallerinin yüksek yoğunluğunu gösterir (şekil 2.16(D)) (Denry and Holloway 2010). Üretici firmanın verilerine göre, tam kristalizasyon ısıı işleminden sonra eğilme mukavemeti 360 MPa'dır (Denry and Holloway 2010). Literatürde bir çalışmada, bu yapının oda koşullarında 134  27 MPa ve tam kristalleşmeden sonra 262  88 MPa'lık bir bükülme direncine sahip olduğu rapor edilmiştir (Denry and Holloway 2010).

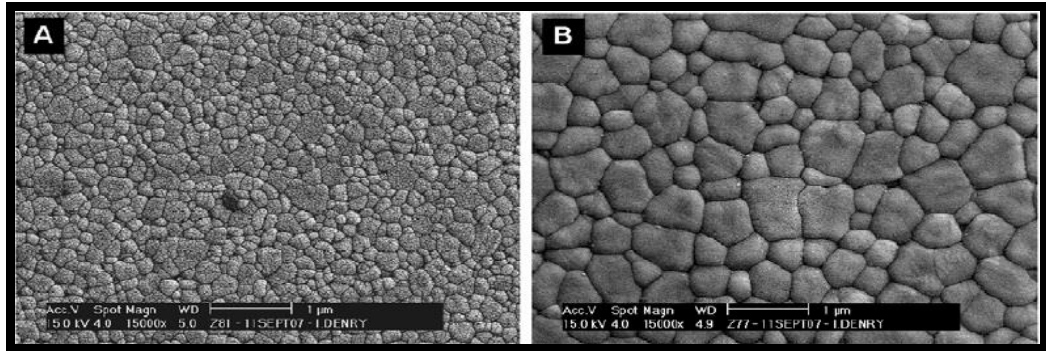


Şekil 2.17. (A) Kısmen kristalize olmuş yüksek saydamlık (HT) lityum silikat işlenebilir seramik. (B) Tam kristalize HT lityum disilikat seramik. (C) Kısmen kristalize –düşük yarı saydam(LT) lityum silikat işlenebilir seramik. (D) Tam kristalize LT lityum disilikat seramik (Denry and Holloway 2010).

2. Seramiklerde yumuşak işleme yöntemi

Diş hekimliği alanında restorasyon üretmek için CAD / CAM teknolojisi ile kısmen sinterlenmiş zirkonya seramik bloklarının yumuşak işlenmesi yoğun araştırma çalışmasından sonra 2001'de önerilmiştir (Filser *et al.* 2003). Tasarım, daha sonra zirkonya bloklarının sinterlenmesi sırasında (yaklaşık %25) meydana gelecek hacim çekmesinin telafi edebilecek şekilde üretilmiştir (Denry and Holloway 2010). Kısmen sinterlenmiş blokları işlemek kolaydır, bu da zaman ve takım aşınmasında önemli tasarruflara elde edilmesine olanak sağlar. Bu teknolojiye kullanılan zirkonya türü, %3 hacim yttria (3Y-TZP) ile stabilize edilmiş biyomedikal dereceli tetragonal zirkondur (Denry and Kelly 2008). Zirkon, oda sıcaklığında monokliniktir ve 1170°C'nin üzerinde tetragonaldir (Denry and Holloway 2010). Tetragonal-monoklinik dönüşüm ($t \rightarrow m$) önemli bir hacim artışıyla (%4.5) ilişkilidir (Denry and Holloway 2010). Yüksek sıcaklıkta tetragonal form, yttria, ceria, calcia veya magnezyum da dahil olmak üzere

çeşitli oksitler eklenerek oda sıcaklığında stabilize edilebilir (Piconi and Maccauro 1999). Kısmen stabilize tetragonal zirkonite, hacim artışı ile bağlantılı olarak çatlama ucunda tetragonalden monoklinik faza dönüşümü içeren ve böylece basınç gerilmeleri oluşturan faz dönüşüm sertleşmesi sergiler (Denry and Holloway 2010). Bu mekanizma daha fazla çatlak yayılımını önlemede etkilidir ve kısmen stabilize zirkonyanın üstün mekanik özelliklerinin oluşmasına katkı sağlar (Hannink *et al.* 2000). Burada dikkat çekici nokta, 3Y-TZP'nin kararlılığının ve dolayısıyla mekanik özelliklerinin tane boyutuna bağlı olduğu gerçeğinin unutulmamasıdır (Muller 1989). Kritik bir tane boyunun üzerinde, 3Y-TZP daha az kararlıdır ve spontan dönüşüme daha duyarlıdır, daha küçük tane boyları ise daha düşük bir dönüştürme oranı ile ilişkilidir (Heuer *et al.* 1982). Tanecik boyutu, sinterleme koşulları ve özellikle sinterleme sıcaklığı ve süresi ile belirlenir. Şekil 2.17'de gösterildiği gibi, daha yüksek sıcaklıklar ve daha uzun süreler, daha büyük tane boyutlarına yol açar. Diş hekimliğinde restorasyon malzemelerinin yumuşak işlenmesi için günümüzde mevcut 3Y-TZP seramikleri, üreticiye bağlı olarak 1350°C ila 1550°C arasında değişen sinterleme sıcaklıkları ve 2 ile 6 saat arasındaki süre gerektirdiği rapor edilmiştir (Denry and Holloway 2010).



Şekil 2.18. (A) 1300°C'de 2 saat ve (b) 1500°C'de 2 saat sinterlenmiş 3Y-TZP seramiğin mikro yapısının gösterimi (Denry and Holloway 2010)

Bununla birlikte, diş restorasyonlar için 3Y-TZP seramikleri bugüne kadar mevcut olan tüm seramik çekirdek malzemelerinin en iyi mekanik özelliklerini sunmaktadır (Denry and Holloway 2010). Ayrıca, kaplamalı porselen ile çekirdek materyali arasındaki ara yüzde mikro çatlaklar ve çatlak ilerlemesinin çok hızlı olacağı gibi problemlerin klinik

olarak bildirildiğine dikkat edilmelidir (Steyern 2005). Literatürdeki bir çalışmada, kaplamalı porseleni ile ara yüzde tetragonal fazın dengesizleşmesini içeren mekanizmalar önerilmiştir (Tholey *et al.* 2009). Yumuşak işleme tekniği diş hekimliği alanında yaklaşık on yıldır kullanılmaya başlanmasına rağmen oldukça başarılı bir teknik olduğu rapor edilmiştir (Denry and Holloway 2010). Literatürde, mühendislik ve diş hekimliği alanındaki birçok laboratuvar çalışmalarında klinik öncesi değerlendirilecek geniş bir veri tabanı bulunmaktadır. Bu durum daha tatminkâr tedavi süreçlerinin oluşmasına önemli katkı sağlamaktadır. Literatürde birçok inceleme makalesi, biyomedikal uygulamalar için zirkonya seramikleri hakkındaki mekanik, estetik ve biyolojik özelliklerini kapsayan bilgi tabanını sağlamaktadır (Denry and Kelly 2008). Son zamanlarda, 3Y-TZP sabit kısmi protezlerin üç yıllık ve beş yıllık performansını değerlendiren çalışmalar yayımlandığı rapor edilmiştir (Feher *et al.* 2007; Sailer *et al.* 2007). Bu çalışmalar mükemmel bir başarı oranına işaret etmekle birlikte, ikincil çürük ve kaplayıcı seramiklerin parçalanması gibi komplikasyonlara bağlı olarak seramiğin bütünlüğünün bozulmasına işaret etmektedir (Sailer *et al.* 2007). Bununla birlikte, yumuşak işleme tekniği ile işlenmiş 3Y-TZP restorasyonların sinterleme ile takip edilen mükemmel performansı, alümina bazlı seramikler ve cam sızma ve ısı ile presleme gibi diğer işleme teknikleriyle olan kombinasyonun oluşmasına olanak sağladığı rapor edilmiştir (Denry and Holloway 2010). Diş yenileme malzemesi olarak zirkonya'nın başarısı ile birlikte, üretilen 3Y-TZP abutmentlar ve implantlar son zamanlarda klinik çalışmalarda giderek artan bir kullanım alanı bulduğu rapor edilmiştir (Denry and Holloway 2010). Seramik diş implantları üzerine yakın tarihli bir incelemede, mevcut klinik verilerin "seramik implantların rutin klinik kullanımını önermek için yeterli özelliklere sahip olmadığı" sonucuna varıldığı rapor edilmiştir (Andreiotelli *et al.* 2009). 3Y-TZP diş abutment ve implantların kullanımı ile ilgili endişeler, materyalin biyolojik sıvılarla temas halinde olması gerçeğine dayanır. Daha önce de belirtildiği gibi, zirkonyanın düşük sıcaklık bozunumuna duyarlı olduğu iyi bilinmektedir (Denry and Holloway 2010). 3Y-TZP'nin düşük sıcaklıkta parçalanması, mikro partiküllerin malzemeden kopması, mikro çatlakların oluşumu ve aşırı yüzey pürüzlenmesi gibi mikro yapısal değişiklikleri içerdiği rapor edilmiştir (Deville *et al.* 2005). Y-TZP implantları için ISO standardı, ışıklandırılmış yaşlandırma sonrasında 5 saat süreyle monoklinik fazın miktarının, X ışını kırınımı (Denry and Holloway 2010)

ile belirlendiği üzere %25'e eşit veya daha düşük olmasını önermektedir (Denry and Holloway 2010). Yüzey bitirme işlemi ve kalan yüzey gerilimlerinin 3Y-TZP'nin düşük sıcaklık bozunumuna olan tepkisini güçlü bir şekilde etkilediği de gösterilmiştir (Deville *et al.* 2006). Literatürde, Y-TZP seramik malzemesi, 5 saat yaşlandıktan sonra %25'den daha az monoklinik faz içeren materyallerde bile önemli bir yüzey pürüzlülüğü ve hasar meydana gelebileceği belirtilmiştir (Denry and Holloway 2010). Diş abutmanları için zirkonya kullanımına özen gösterilmelidir, çünkü özellikle diş abutmentleri bir metal abutment vidasının sıkılması yoluyla bir derece yüklenmeye maruz kalmaktadır. Belki de, en azından, Y-TZP diş implantlarının özellikleri, Y-TZP biyomedikal implantlar için kurulan ISO standardının ışığında düşünülmelidir (Denry and Holloway 2010). Bu arada diş ve biyomedikal uygulamalar için geliştirilmiş güvenilirlik seramiklerinin geliştirilmesi amacıyla önemli miktarda araştırma yürütülmektedir (Nawa *et al.* 1998; Nawa *et al.* 1998; Deville *et al.* 2004). Bu çaba, ana bileşenin oranına bağlı olarak zirkonya-sertleştirilmiş alümina (ZTA) veya alümina-sertleştirilmiş zirkonya (ATZ) içeren zirkonya / alüminyum seramik kompozitlerinin başarılı bir şekilde üretilmesine olanak sağlamıştır. Bu gelişmiş bileşikler, biyolojik sıvılardaki düşük sıcaklık bozulmalarına karşı daha az hassasiyet gösterirken ayrıca zirkonya'nın dönüşüm sertleştirme özelliklerini kullanmaktadır. Klinik uygulamalarda Ceria-stabilize zirkonya / alümina nano boyuttaki kompozitlerin yüksek bükülme mukavemeti (1422 ± 60 MPa), yüksek güvenilirlik ve düşük sıcaklık bozunumuna karşı mükemmel bir direnç sergilediği rapor edilmiştir. (Denry and Holloway 2010). Sonuç olarak oral ortam çok karmaşık bir yapıya sahiptir. Seramik ve kompozit malzemelerin mekanik, estetik ve biyolojik performansını değerlendirmek için daha fazla in vitro (laboratuvar test) araştırmalarına ihtiyaç vardır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu doktora çalışmasında in vitro (laboratuvar) ortamında 4 farklı çiğneme test deney mekanizması oluşturularak ağız içi tribolojisi simüle edilmiştir. Bu çalışmada çiğneme test deney mekanizması 1 bölümünde çizelge 3.1 de gösterilen 8 farklı kompozit malzemenin yapay tükürük sıvısı ve saf su (ortam 7 gün süresince yeni ortam ile değiştirilmiştir) ortamlarında 37°C sabit sıcaklıkta kontrol grup, 7 gün, 90 gün ve 180 gün periyotlarında yapay yaşlandırma testleri gerçekleştirilmiştir. Çiğneme test deney mekanizması 2 bölümünde, Çizelge 3.1'de gösterilen 8 farklı kompozit malzemenin termal yorulma ile birlikte direkt temas çiğneme aşınma (two-body wear) ve aşındırıcı ortam eklenerek çiğneme aşınma (three-body wear) çiğneme test deneyleri gerçekleştirilmiştir. Çiğneme test deney mekanizması 3 bölümünde, Çizelge 3.2'de gösterilen 5 farklı kompozit malzemenin three-body aşınma ortamında 120.000, 240.000 ve 480.000 çiğneme döngü test deneyleri gerçekleştirilmiştir. Çiğneme test deney mekanizması 4 bölümünde, Çizelge 3.3'de gösterilen 2 farklı seramik malzemenin 37°C sabit sıcaklıkta direkt temas çiğneme aşınma (two-body wear) çiğneme test deneyleri gerçekleştirilmiştir. Test sonuçlarında malzemelerde aşınma yüzeyindeki hacim kaybı temassız (non-contact) 3D profilometre (Bruker-Contour 3D) ve dokunarak taramalı profilometre (Kla Tencor Stylus Profiler P7) ile belirlenmiştir.

Çizelge 3.1. Yaşlandırma ve aşınma testlerinde kullanılan kompozit malzemelerin gösterimi

Kompozit Malzeme /seri numarası	Üretici Firma / Doldurucu Tipi	Kimyasal Birleşimi		
		Monomer	Doldurucu İsimleri /Ortalama doldurucu boyutları	Doldurucu % ağırlığı/ % hacmi
Grandio/1542136	VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany / Nanohybrid	Bis-GMA, TEGDMA	SiO ₂ Ba-Al-B-Si glass	87/71.4
Filtek Bulk Fill/N662675	3M ESPE, Germany	Bis-GMA, UDMA, Bis- EMA, Procrylot resin	The fillers are a combination of ytterbium trifluoride filler with a range of particle sizes from 0.1 to 5.0 microns and zirconia/silica with a particle size range of 0.02 to 3.5 µm.	64.5/42.5

Çizelge 3.1. (devam)

Filtek Ultimate/N624192	3M ESPE, Germany / Nanofill	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, Bis-EMA	The fillers are a combination of san on-agglomerated/non-aggregated 20 nm silica filler, a non-agglomerated/non-aggregated 4 to 11 nm zirconia filler and aggregated zirconia/silica cluster filler.	72.5/55.6
Clearfil Majesty Esthetic/7M0139	Kuraray Noritake Dental Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japan.	Silanated barium glass fiber, Pre-polymerized organic filler, Bis-GMA, Hydrophobic aromatic dimetakrilat, dl-camphorquinone	The participle size of inorganic fillers ranges from 0.37 μm to 1.5 μm .	40/ üretici firma tarafından belirtilmemiş
Estelite Flow Quick/165EY5	Tokuyama Dental Corp., Tokyo, Japan. /Nanofill	Bis-MPEPP, TEGDMA, UDMA	Silica-zirconia filler and silica-titania filler (0.04-0.06 μm).	71/53
Quadrant Universal LC/010618A	Cavex Holland BB, Haarlem, Netherlands /Nanohybrid	Bis-GMA	Ba-Al-F-silicate glass (0.02-2 μm), highly dispersed silicon dioxide (0.02-0.07 μm).	72/60
G-aenial/150805741	GC Dental Products Corp., Tokyo, Japan / Microhybrid	UDMA, Dimethacrylate-comonomers	Pre-polymerleşmiş Silica/lanthanoid flüoride fluoraaluminosilicate/silica	77/ 65
Charisma Opal/010033	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany. / Nanohybrid	Bis-GMA , EBADMA	Barium aluminium glass (0.02-2 microns), highly dispersive silica (0.02-0.07 microns)	58 / 64

Çizelge 3.2. Farklı çiğneme döngü testlerinde kullanılan kompozit malzemelerin gösterimi

Kompozit Malzeme	Üretici Firma / Doldurucu Tipi	Kimyasal Birleşimi		
		Monomer	Doldurucu İsimleri /Ortalama doldurucu boyutları	Doldurucu % hacmi
Durafill	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany/ Microfilled	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	SiO ₂ (20–70 nm), prepolymer (<20 nm), SiO ₂ in prepolymer	66
Kalore	GC Corporation, Tokyo, Japan/ Nano-hybrid	UDMA (DuPont), DMA, UDMA	Prepolymer (incl. 400 nm SrO ₂ and 100 nm lanthanoid fluoride), F–Al–silicate (700 nm), Sr–Ba–glass (700 nm), SiO ₂ (16 nm)	69

Çizelge 3.2. (devam)

Filtek Z250	3M ESPE, St. Paul, MN, USA/ Micro-hybrid	Bis-GMA, Bis-EMA,UDMA	SiO ₂ , ZrO ₂ (0.01–3.5 mm, average 0.6 mm)	60
Clearfil AP-X	Kuraray, Okayama,Japan /Hybrid	Bis-GMA, TEGDMA	Silanated Ba glass, silanated colloidal SiO ₂ , silanated SiO ₂ (0.1–15 mm)	70
Filtek Supreme XT	3M ESPE,St. Paul, MN,USA Nanofilled	Bis-GMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA	SiO ₂ /SrO ₂ clusters (0.8–1.4 mm), SiO ₂ (20 nm)	60

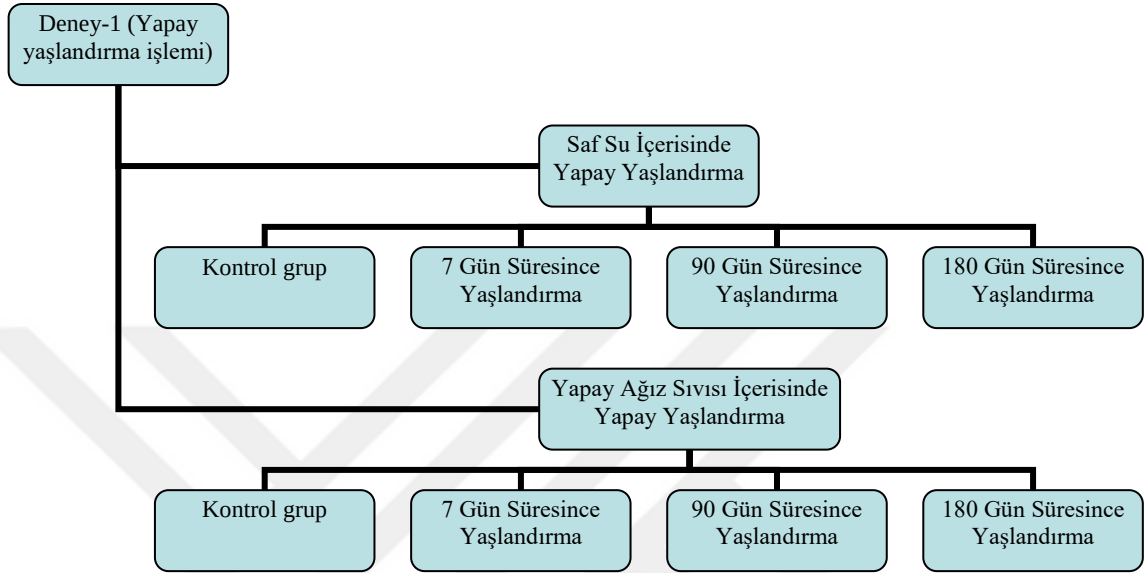
Çizelge 3.3. Direkt temas aşınma testinde kullanılan seramik malzemelerinin gösterimi

Seramik	Üretici Firma	Birleşimi
IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O, Na ₂ O, other oxides and pigments
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, Al ₂ O ₃ , MgO and coloring oxides

3.1. Çiğneme Test Deney Mekanizması-1 Kompozit Restoratif Malzemelerinin Yapay Yaşlandırma Test Deneyleri

Çalışmanın bu bölümündeki testlerde, Grandio, Estelite Flow, Filtek Bulk-fil, Charisma, Clearfil ME, Ultimate, Quadrant ve G-aenial kompozit malzemelerin saf su ve yapay ağız sıvısında kontrol grup, 7 gün, 90 gün ve 180 gün sürecince yapay yaşlandırma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Yaşlandırma süreci boyunca yaşlandırma ortamı sabit 37°C ortamda tutulmuştur. Ayrıca yaşlandırma ortamı 7 gün periyotlarında yeni ortam ile değiştirilmiştir. Yapay yaşlandırma test deneyleri sonrasında kompozit malzemelerin mekanik özellikleri (yüzey pürüzlülük değerleri Ra ve (Vicker's Hardness) yöntemi sertlik değerleri) ölçülmüş ve değerlendirilmiştir. Yapay yaşlandırma test deneyleri sonrasında numunelerin yüzeylerinden taramalı elektron mikroskobu ile alınan görüntüler sayesinde kompozit malzemelerin yapay yaşlandırma ile matris yapısının değişimi incelenmiştir. Ayrıca numune yüzeylerinden atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile alınan 2 ve 3 boyutlu görüntüler ile analiz edilmiş ve oluşan mikro yapı

değişikliği malzeme mühendisliği açısından değerlendirilmiştir. Şekil 3.1’de gerçekleştirilen deney işlemi şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.1.Yapay yaşlandırma testlerinin işlem sürecinin gösterimi

Kompozit malzemelerin yapay yaşlandırma test deneyleri için tüm deney gruplarında her kompozit malzemedan üretici firmanın önerdiği şeklide (2mm yükseklik X 6 mm yarıçap) silindirik biçimde 5 er adet numune hazırlanmıştır. Numuneler eşit sayıda 2 ana gruba (saf su ve yapay tükürük çözeltisi) ve her ana grup kendi içinde 4 alt gruba (kontrol grup, 7 gün, 30 gün ve 180 gün yaşlandırma süreci) ayrılmıştır.

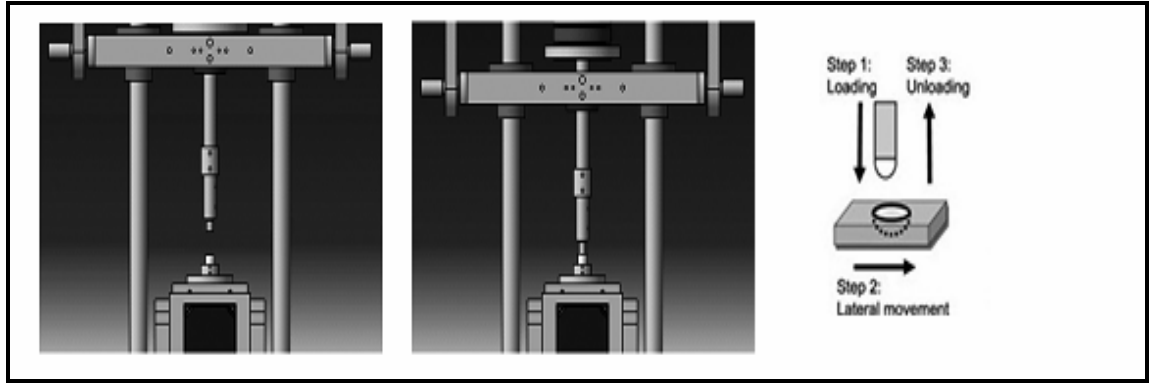
Bu çalışmada yapay tükürük çözeltisi ortamındaki yaşlandırma testleri için Fusayama Meyer yapay tükürük sıvı bileşenleri kullanılmıştır (Viennot *et al.* 2006). Çizelge 3.4’de yapay tükürük çözeltisinin kimyasal bileşenleri verilmiştir. Deney boyunca ortam sıcaklığı sabit 37°C tutulmuş ve yapay tükürük çözeltisi 7 gün periyotlarda yeni çözelti ile değiştirilmiştir. Bu çözeltinin pH oranı yaklaşık 5.7 olarak ölçülmüştür. Bu oran in vitro ortam çalışma şartları aralığındadır (ISO 2001; Yılmaz 2014).

Çizelge 3.4. Yapay tükürük sıvısı kimyasal bileşenleri (Viennot *et al.* 2006)

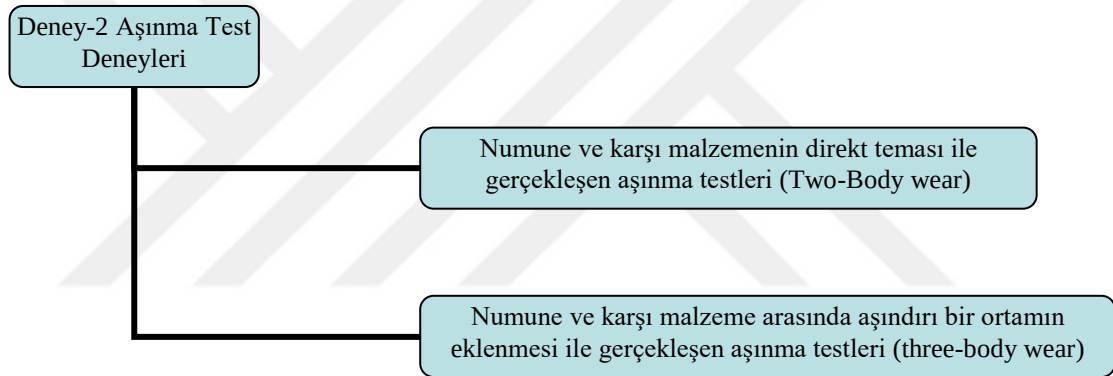
Bileşen	Miktar (g/L)
NaCl	0.4
KCl	0.4
CaCl ₂ .2H ₂ O	0.795
Na ₂ S.9H ₂ O	0.005
NaH ₂ PO ₄ .2H ₂ O	0.69
Urea	1

3.2. Çiğneme Test Deney Mekanizması-2 Kompozit Restoratif Malzemelerin Termal Yorulma ve Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi

Çalışmanın bu bölümündeki testlerde, Grandio, Estelite Flow, Filtek Bulk-fill, Charisma, Clearfil, Ultimate, Quadrant ve G-aenial kompozit malzemelerin direkt temas aşınması (two-body wear) ve kompozit malzeme numuneleri ve karşı malzeme arasında aşındırıcı bir ortamın oluşturulması (three-body wear) deneyleri gerçekleştirilmiştir. Bu çiğneme test deney mekanizmasında her iki aşınma türünde de kompozit malzemeler 120.000 çiğneme döngü sayısı, 1,6 Hz frekansta, 6000 5°C-55°C termal değişim 50N dikey yükleme, 2 mm-0,7 mm (dikey ve yatay hareket miktarı) çiğneme testlerine maruz bırakılmıştır. Bu çiğneme test deney mekanizması için her çiğneme testinde karşı malzeme (antagonist) olarak 6 mm çapında Al₂O₃ bilyeler kullanılmıştır. Ağız içi tribolojide alt çene ve üst çene hareketinin gerçekleşmesini sistematik olarak Şekil 3.2’de gösterilmiştir. Şekil 3.3’de çiğneme test deney mekanizması-2 kompozit restoratif malzemelerin termal yorulma ve çiğneme döngü test deneyleri yapay yaşlandırma test deneyleri işlem süreci gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Ağız içi tribolojide alt çene ve üst çene hareketinin gerçekleşmesini sistematik olarak gösterimi (Alidad 2016)



Şekil 3.3. Two-body ve three-body aşınma testlerinin işlem sürecinin gösterimi

Kompozit restoratif malzemelerin termal yorulma ve çiğneme döngü test deneyleri için tüm kompozit malzemelerden 5 adet silindirik biçimde (8 mm yükseklik ve 4 mm yarıçap) test numuneleri üretilmiştir. Her kompozit malzeme için üretici firmanın önerdiği şekilde polymerizasyon ile sertleştirme işlemi yapılmıştır. Daha sonra numuneler ağız içi tribolojide diş malzemesini temsil etmesi amacıyla (counter-body) silindirik biçimde (13mm yükseklik X 6 mm yarıçap) akrilik rezin içerisine yerleştirilmiştir. Tüm test numuneleri aşınma testi öncesinde 7 gün süre boyunca saf su içerisinde bekletilmiştir. Bu bekletme işleminin amacı kompozit malzemelerin daha iyi mekanik özelliklere ulaşmasını sağlamaktır. Literatürde önceki çalışmalarda kompozit malzemelerin 7 gün süresince saf su içerisinde bekletmenin malzemeye daha yüksek sertlik değeri ve aşınma direnci kazandırdığı rapor edilmiştir (Stappert *et al.* 2008;

Hahnel *et al.* 2010; Yilmaz and Sadeler 2016). Ancak Chadwick ve ark. kompozit malzemelerin 7 gün veya 365 gün saf suda bekletmenin arasında mekanik özellikleri açısından önemli bir fark olmadığını rapor etmiştir (Chadwick *et al.* 1990). Bu nedenle, kompozit malzemenin 1 hafta damıtılmış suda bekletilmesi ile tamamen doymuş olduğu varsayılabilir. Şekil 3.4’de akrilik resin içerisine yerleştirilmiş örnek kompozit malzemeler ve Şekil 3.5’de 6 mm çapındaki Al_2O_3 bilyeler görünmektedir.



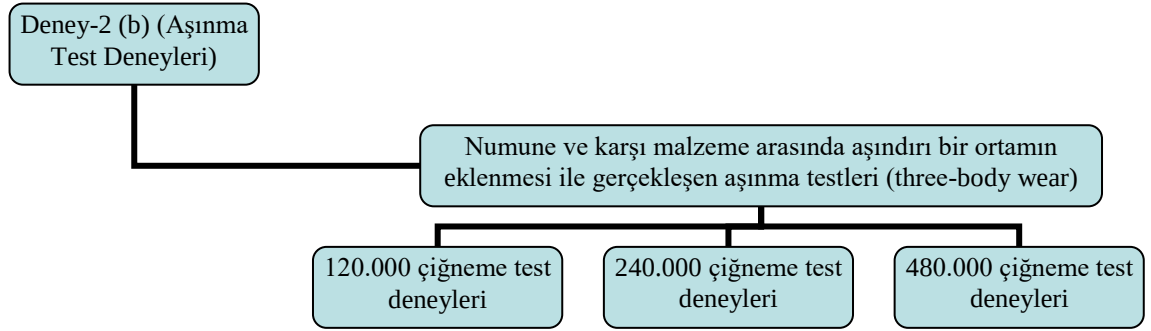
Şekil 3.4. Akrilik rezine yerleştirilmiş kompozit malzeme örneğinin gösterimi



Şekil 3.5. Karşı malzeme (antagonist) olarak kullanılan 6 mm çapındaki Al_2O_3 bilyenin gösterimi

3.3. Çiğneme Test Deney Mekanizması-3 Kompozit Restoratif Malzemelerin Farklı Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi

Çalışmanın bu bölümündeki testlerde, Durafill, Kalore, Filtek Z250, Clearfil AP-X ve Filtek Supreme kompozit malzemelerin, 3 farklı çiğneme döngü test deneyleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın bu bölümünde three-body çiğneme test mekanizmasında kompozit malzemeler 120.000, 240.000 ve 480.000 çiğneme döngü sayılarında, 1,6 Hz frekansta, 3000 ($5^{\circ}C$ - $55^{\circ}C$ sonrasında $37^{\circ}C$) termal değişim (bekleme süresi 5 dakika) 49N dikey yükleme, 2 mm-0,3 mm (dikey ve yatay hareket miktarı) çiğneme testlerine maruz bırakılmıştır. Çiğneme test deneylerinde aşındırıcı ortam olarak (third body) yaklaşık 1 mm çapındaki haşhaş tohumları ve karşı malzeme (antagonist) 6 mm seramik bilye kullanılmıştır. Çiğneme test deney mekanizması-3 kompozit restoratif malzemelerin farklı çiğneme döngü test deneylerinin işlem süreci 3.6'da gösterilmektedir.



Şekil 3.6. Farklı çığneme döngülerinde three-body aşınma testlerinin işlem sürecinin gösterimi

Kompozit restoratif malzemelerin farklı çığneme döngü test deneyleri için tüm kompozit malzemelerde 5 adet silindirik biçimde (8mm yükseklik ve 4 mm yarıçap) test numuneleri üretilmiştir. Her kompozit malzeme için üretici firmanın önerdiği şekilde polimerizasyon işlemi yapılmıştır. Daha sonra numuneler ağız içi tribolojide diş malzemesini temsil etmesi amacıyla (counter-body) silindirik biçimde (13mm yükseklik X 6 mm yarıçap) akrilik rezin içerisine yerleştirilmiştir. Tüm test numuneleri aşınma testi öncesinde 7 gün süre boyunca saf su içerisinde bekletilmiştir. Şekil 3.7’de akrilik rezin içerisine yerleştirilmiş örnek kompozit malzemeler ve Şekil 3.8’de 6 mm çapındaki seramik bilyeler görülmektedir.



Şekil 3.7. Akrilik rezine yerleştirilmiş kompozit malzeme örneğinin gösterimi



Şekil 3.8. Karşı malzeme (antagonist) olarak kullanılan 6 mm çapında seramik bilyenin (steatite balls) gösterimi

3.4. Çiğneme Test Deney Mekanizması-4 Seramik Malzemelerin Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi

Çalışmanın bu bölümünde, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD lityum disilikat seramik malzemelerinin direkt temas aşınması testleri gerçekleştirilmiştir. Bu test kapsamında çiğneme simülatörü 1,2 Hz mekanik yükleme frekansı, 50N dikey yükleme, 2 mm - 1 mm (dikey ve yatay hareket miktarı) 120.000 çiğneme döngü sayısı 37°C sabit sıcaklıkta çiğneme testi yapabilecek şekilde programlanmıştır. Şekil 3.9'da 2 farklı implant malzemelerinin çiğneme döngü test deney süreci gösterilmiştir.

Deney-4 IPS Empress CAD ve IPS e-max CAD İmplant seramik malzeme aşınma testleri

120.000 Çiğneme Test Deneyleri (Numune ve karşı malzemenin direkt teması ile gerçekleşen aşınma testleri (Two-Body wear))

Şekil 3.9. Seramik malzemelerin çiğneme döngü test sürecinin şematik olarak gösterimi

Çalışmanın bu bölümünde, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramik malzemelerinden 8'er adet numune üretilmiştir. Ağız içi tribolojinin simüle edilmesi amacıyla seramik numuneler 14 mm yükseklik ve 12 mm çap ölçülerinde akrilik rezin içerisine yerleştirilmiştir. Bu test mekanizmasında karşı malzeme (antagonist) olarak 6 mm çapında Al_2O_3 bilyeler kullanılmıştır. Şekil 3.10'da çiğneme test deney mekanizması-4 implant malzemelerinin üst kapak (crown) kısmının çiğneme döngü test deneyleri için hazırlanmış numune örnekleri ve Şekil 3.11'de karşı malzeme (antagonist) olarak 6 mm çapında Al_2O_3 bilyeler gösterilmiştir.



Şekil 3.10. Çiğneme testi için hazırlanmış seramik numunelerin gösterimi



Şekil 3.11. Seramik malzemelerin çığneme testinde karşı malzeme (antagonist) olarak kullanılan 6 mm çapındaki Al_2O_3 bilyenin gösterimi

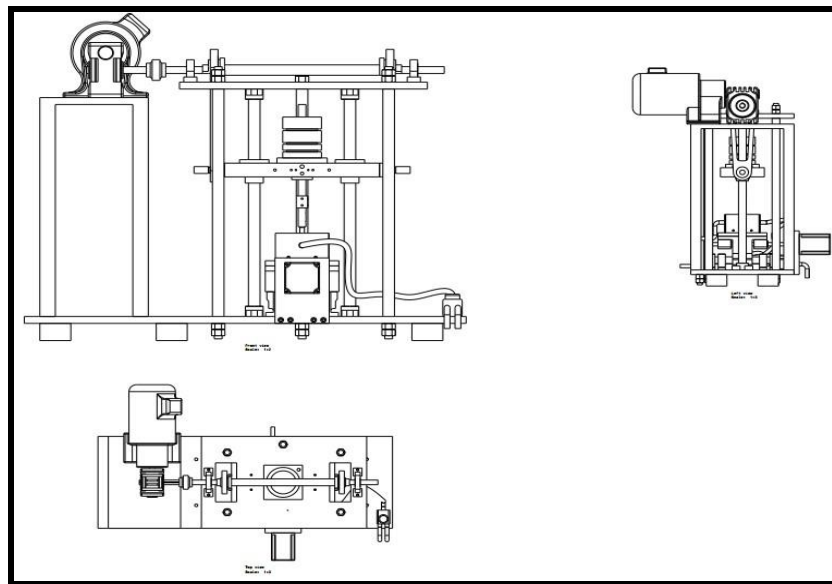
3.5. Bilgisayar Kontrollü Çığneme Simülatör Cihazının Bileşenleri

Bu çalışmada ağız içi tribolojinin simüle edebilen çığneme simülatör cihazımız üç ana bileşenden meydana gelmiştir. Bu bileşenler mekanik ünite, elektronik (kontrol) ünitesi ve yazılım ünitesi olarak sınıflandırmak mümkündür.

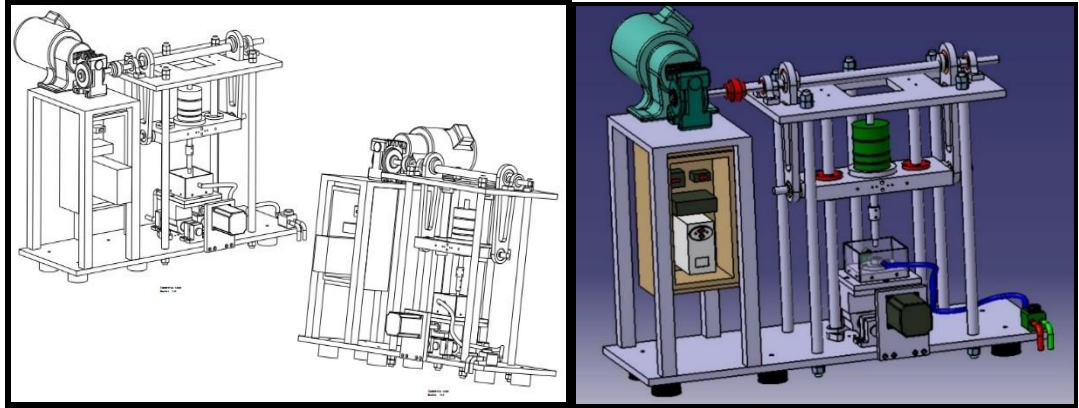
3.5.1. Çığneme simülatörünün mekanik ünitesi

Bu çalışmada çığneme test deneylerinde kullanılan çığneme simülatör cihazının mekanik ünitesi literatürde bahsedilen mekanik yükleme frekans aralıklarını yapabilecek (0.5-4 Hz) hareket kabiliyetlerine sahiptir. Bu kabiliyet için cihazımız bir taşıma sistemi ve sistemi sabitleyen bir üniteden oluşmuştur. Sistemimizde, ağırlık miktarları 20N-200N (yük ölçer ile ölçülecek), yatay hareket 0.2-0.8mm, çevrim sayısı 1-2.400.000, temas ucu bilye çapı 1-10 mm, krank mili devir sayısı 30-240 rpm, sıvı

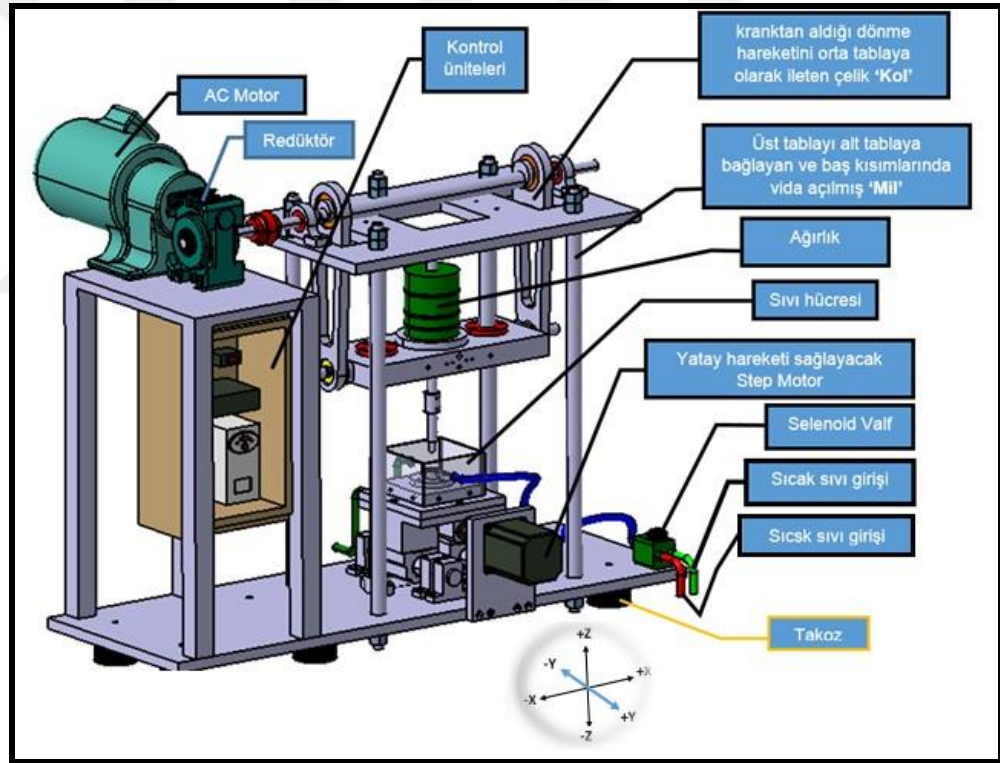
hücresi sıcaklığı $1/100^{\circ}\text{C}$ aralıklarında çalışabilecek şekilde kullanılmıştır (Alidad 2016). Krankın son kısmına yerleştirilecek olan 3 adet sensör vasıtası ile de krankın hızı, çevrim sayısı ve mekanik yükleme frekansı verileri üç farklı takometreye aktarılmıştır. Bu çalışmada kullanılan çiğneme simülatör cihazının parametreleri kuramsal temeller bölümünde (Çizelge 2.2’de) verilen Zurich, Munich, Ivoclar metotlarındaki her parametreyi karşılayabilecektir (Alidad 2016). Sistemimizin mekanik ünitesi ile ilgili sistematik gösterimi Şekil 3.12’de verilmiştir. Dönme hareketini motordan alan sonsuz redüktör, torkta meydana gelebilecek düşmeleri giderecektir. Redüktörden kranka aktarılan dönme hareketi hızı, motora bağlanan hız kontrol ünitesi sayesinde ayarlanmıştır. Krank eksenden 10 mm kaçık olarak düşünülmüştür. Bu sayede 1 devirde bilyeli ucu (uç aparatı) taşıyan ve üzerinde lineer rulmanlarla mile bağlanan orta tabla lineer hareket ederek 20 mm yer değiştirecektir (Alidad 2016). Bilyeli uç (uç aparatı) temas halinde yük taşıyıcı aparat vasıtası ile orta tabladan ayrılarak üzerindeki belirlenen yükü tamamıyla numuneye aktarır. Yarım strokta numune ile ucun temas mesafesinin ayarlanabilir olması (0.1-9 mm aralığında) bize bekleme süresini ayarlayabilmemiz için imkân tanıyacaktır. Tam bir strokta orta tabla yukarı doğru hareket edecek ve yük taşıyıcı aparatını üzerine alıp hareketini tamamlayacaktır (Alidad 2016).



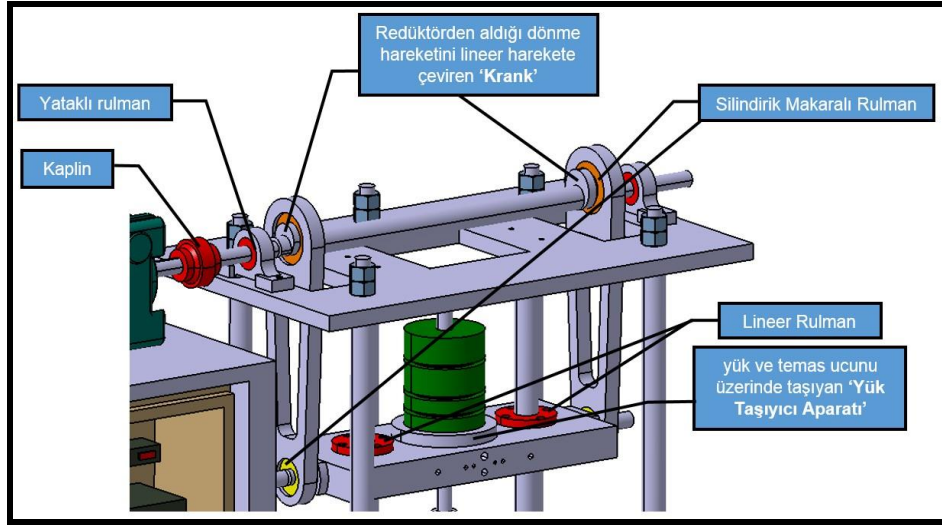
Şekil 3.12. Çiğneme simülatörü cihazının mekanik ünitesinin 2 boyutlu görünümü (Alidad 2016)



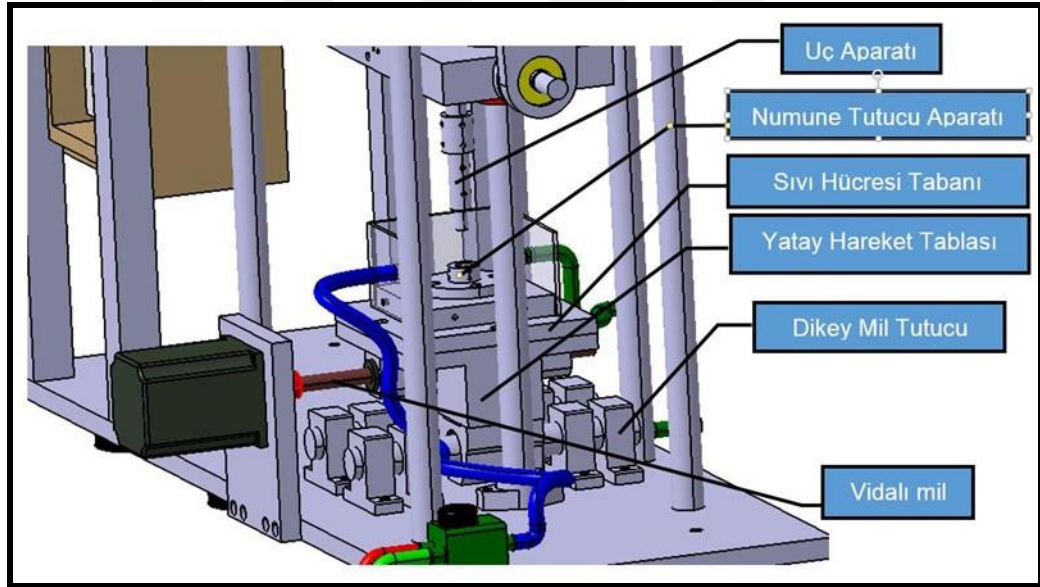
Şekil 3.13. Çiğneme simülatör Cihazının 3D CATIA Çizimleri (Alidad 2016)



Şekil 3.14. Çiğneme simülatör Cihazının CATIA'da 3D montaj Çizimleri (Alidad 2016)



Şekil 3.15. Çiğneme Simülatörünün düşey eksen hareket kabiliyetinin 3D CATIA görünümü (Alidad 2016)



Şekil 3.16. Çiğneme Simülatörünün yatay eksen hareket kabiliyetinin 3D CATIA görünümü (Alidad 2016)

Çiğneme simülatör cihazımızda uygun aşınma ortamının sağlanması için eksenel yatay hareketin oluşması adım (step) motor tarafından sağlanmıştır. Numune üzerinde aşınmanın her zaman aynı bölgede oluşması için sağlanan hareketin çok hassas olması gerekmektedir. Bu hassasiyet Step motorun adım kontrolü yeteneği ile sağlanmasına

olanak vermiştir. Sistemde step motor türünün tercih edilme sebebi konum kontrol hassasiyeti ve cihazın ileri safhada geliştirilmesi durumunda step motorun yüksek tutma torkuna sahip olmasıdır (Alidad 2016). Cihazımıza entegre edilecek step motorun konum kontrolü (adım uzunluğu), hızı, çalışma süresi gibi parametreler step motor sürücü kartı ile kontrol edilmiştir.

3.5.2. Çiğneme simülatörünün kontrol ünitesi

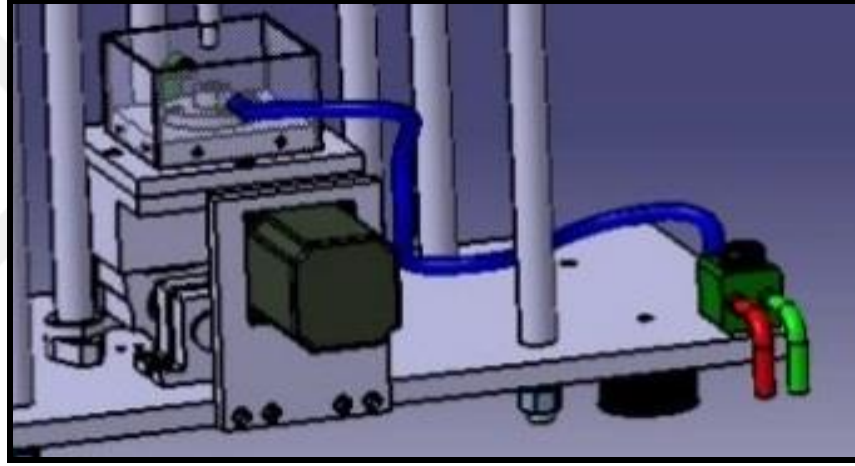
Çiğneme simülatör cihazımızın elektronik ünitesi sistemden çok kısa periyotlarda (5 ms – 10 ms) cevap alan ve komut verebilen bir elektronik kart tasarımı olmuştur. Bu ünite ile deney süresince sistemden sürekli bilgi alınarak değerlendirilmiştir. Cihazda mekanik kısmın hareketlini sağlayan sincap kafesli 0,75 kW gücündeki AC motorun hız kontrolü PLC (programlanabilir mantıksal denetleyici) sistem tarafından sağlanmıştır. Ayrıca sistemdeki frekans, devir sayısı, hız gibi parametrelerin kontrolü PLC sistem tarafından sağlanmış ve DB25 (paralel port) aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Ayrıca sistemdeki frekans, devir sayısı, hız gibi parametreler cihazın üzerine tasarlanacak analog kontrol ünitesi aracılığıyla el ile ayarlanabilecek ve değerler bir ekran yardımıyla okunabilecektir. Bu sistem için düşünülen PLC Sistemi:

1,1 KW gücünde Siemens marka 1LA9083-2KA11 kodlu ürün numaralı PLC sistemi seçilmiştir. Cihazımızda PLC sistemini kullanmamız aşağıda bahsedilen avantajları sağlamıştır.

- Sistemde gerekli görülen yazılımlar kolayca entegre edilebilmesine olanak sağlamıştır.
- Sistemin geliştirilmesinde motor gücünün arttırılmasına cevap verebilecek PLC sistemi oluşturulmuş olacaktır.
- PLC kontrol ünitesi mikro işlemci tabanlı kontrol ünitelerine göre daha az yer tutarlar ve böylece sistemin daha mikro yapıda bir görünüme sahip olması sağlanmıştır.
- PLC sistemlerinin gürültü marjı yüksek olduğundan çevre koşullarında oluşan değişimlerden etkilenme oranları minumum düzeyde olmuştur.
- PLC giriş (input) ve çıkış (output) bilgileri DB25 (paralel port) yardımıyla bilgisayar

üzerinden kontrol edilebilmiş ve işlem takibi yapılabilmektedir

Cihazımızın termal çevrim kontrol ünitesi mekanik ünite kontrolünü sağlayan PLC sisteminde gerçekleştirilmiştir. Bu üniteye selenoid valf kontrolü yapılacak, termal çevrim sayıları belirlenebilmiş ve deney süreci bilgisayar ortamında zaman bandında anlık olarak takip edilmiştir. Şekil 3.17’de termal çevrim kontrol ünitesinin bilgisayar destekli çizim CATIA (CAD) programı ile oluşturulmuş 3 boyutlu resmi görülmektedir (Alidad 2016). Ayrıca Şekil 3.18’de 2 farklı selenoid valfin belirlenen zaman aralığında kontrolünü gerçekleştiren PLC ünitesi gösterilmiştir.

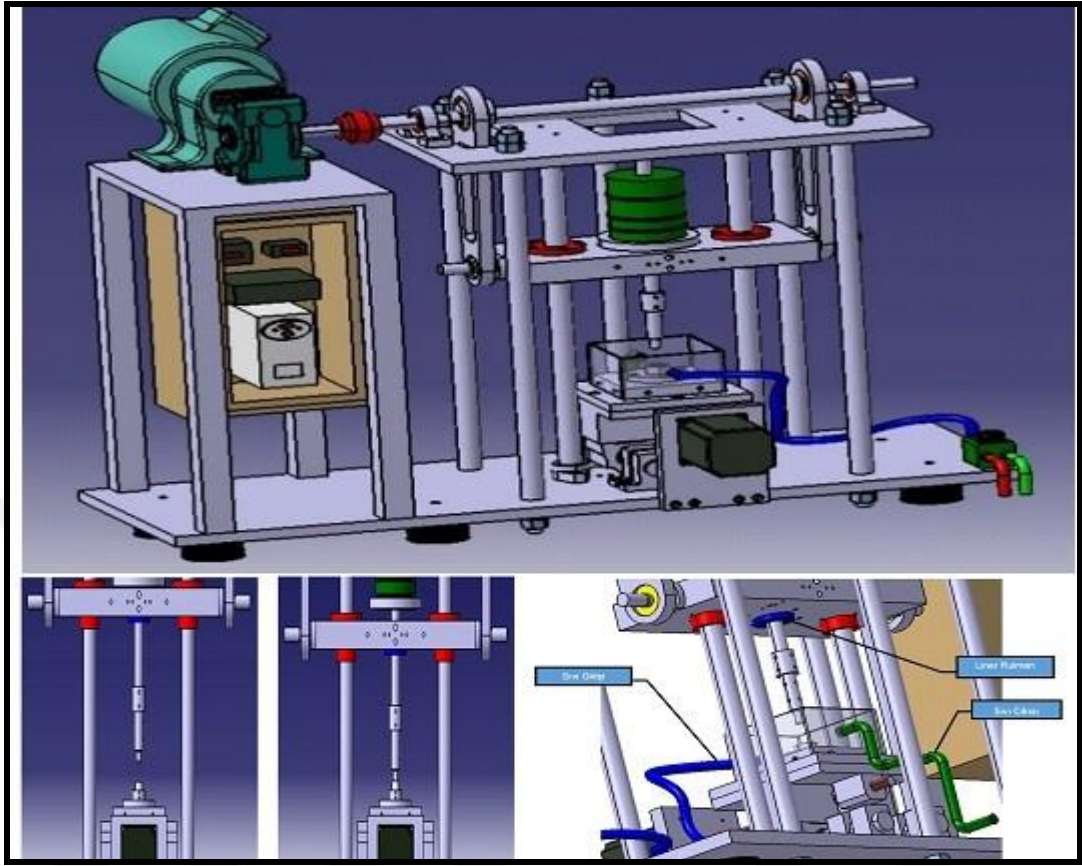


Şekil 3.17. Termal çevrim ünitesinin 3 boyutlu gösterimi (Alidad 2016)



Şekil 3.18. Termal Çevrim sisteminde 2 farklı selonoid valfin kontrolünü sağlayan PLC ünitesinin gösterimi

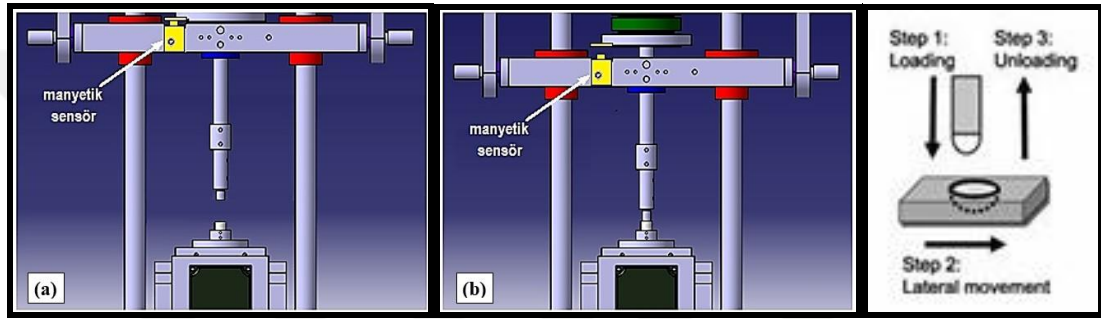
Bu doktora çalışmasında, kullanılan çigneme simülatörünün mekanik yükleme ve termal değişim ortamı eş zamanlı olarak gerçekleştirebilmesi kabiliyetindedir. Şekil 3.19’da çigneme simülatör cihazının çigneme hareketi sırasında eş zamanlı olarak termal değişim ortamının oluşturulmasının 3 boyutlu çizimi gösterilmektedir.



Şekil 3.19. Mekanik yükleme ve termal değişim ortamın gösterimi (Alidad 2016)

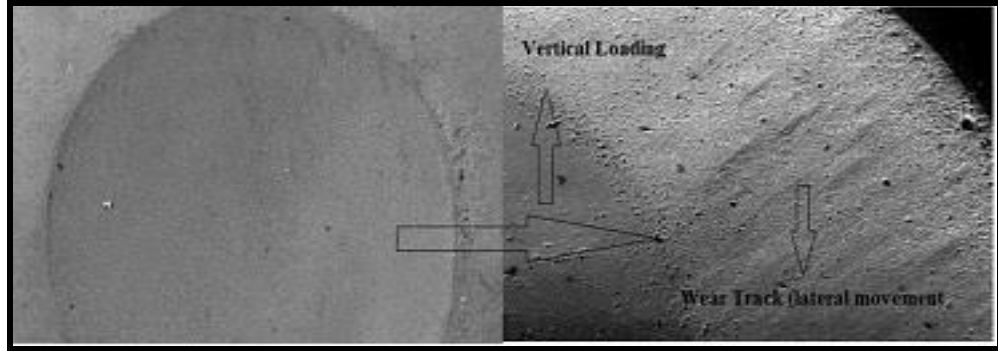
Bu çalışmada, çiğneme simülatöründe düşey yüklemenin gerçekleştiği anda yataya hareketin sağlanmasında adım (step) motor kullanılmıştır. Düşey yüklemenin konum hassasiyetini algılamak amacıyla cevap verme süresi yaklaşık 0.01 mili saniye olan manyetik algılayıcı kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan manyetik algılayıcı maksimum çiğneme simülatörünün saniyede 20 defa numuneye temas etmesi (20 Hz oluşması) durumunda algılama yeteneğindedir. Bu çalışmada kullanılan çiğneme simülatöründe ki yatay hareket algılama zamanı literatürde bahsedilen çiğneme simülatörü kabiliyetlerinin çok üstünde bir değerdir. Numuneye düşey yükleme sırasında aşınmanın gerçekleştiği bölüm Şekil 3.20’de şematik olarak gösterilmiştir. Ağız içi tribolojide çiğneme esnasında gerçekleşen bu aşınma mekanizması ile malzeme yüzeyinde oluşan örnek aşınma bölgesi (wear area) Şekil 3.21’de gösterilmiştir. Ağız içi tribolojide ısıma kuvveti (düşey yükleme) ile malzeme yüzeyinde etki aşınmaması (impact wear) meydana gelirken alt çenenin yatay hareketi (lateral movement) ile

aşınma çizgileri (wear tracks) oluşmuştur. Şekil 3.31 dikkatli bir şekilde incelendiğinde yatay hareket (lateral movement) ile kompozit malzeme yüzeyinden partiküllerin taşındığı görülecektir. Bu durum ısıрма kuvveti (düşey yükleme) ile kompozit malzemeden kopan parçacıkların alt çene hareketi ile kompozit yüzeyinde taşınması ile açıklanabilir. Ayrıca çiğneme sırasında düşey yüklemenin meydana geldiği anda step motorun yatay hareket kontrol mekanizmasının gerçekleştiği arduino elektronik kart ve step motor sürücüsü Şekil 3.22’te gösterilmiştir.



Şekil 3.20. Çiğneme simülörü aşınma ekseninin gösterimi

(a: yüklemenin bittiği durum b: yüklemenin gerçekleştiği yatay hareketin olduğu durum) (Alidad 2016)



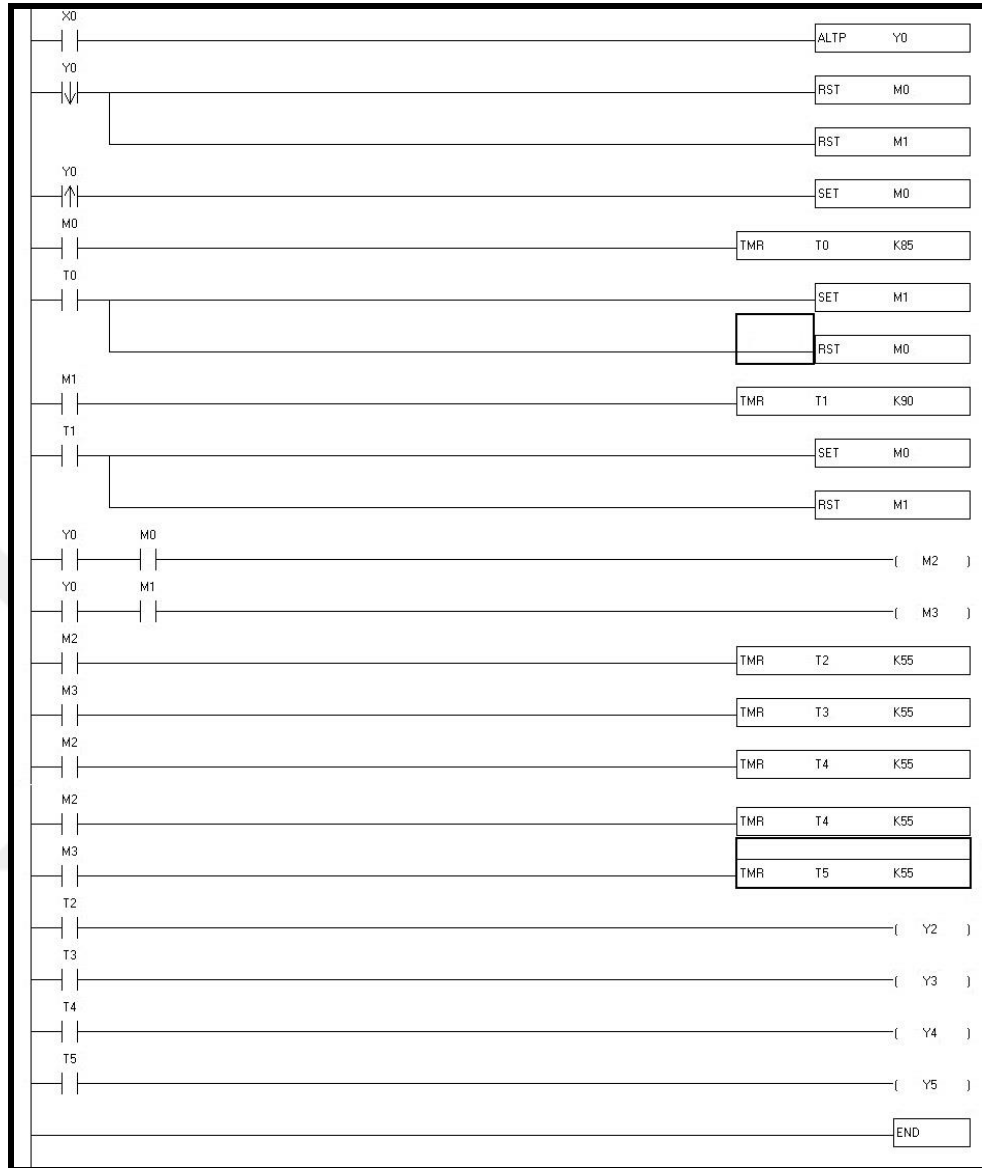
Şekil 3.21. Ağız içi tribolojide çiğneme esnasında gerçekleşen bu aşınma mekanizması ile malzeme yüzeyinde oluşan örnek aşınma bölgesi (wear area) gösterimi



Şekil 3.22. Yatay hareket kontrol devresi ve step motor sürücü kartının gösterimi

3.5.3. Çiğneme simülatörünün yazılım ünitesi

Programlanabilir giriş kontrol (programming lojik controller (PLC)) sistemine deney parametreleri, deneyin çalışma süresi ve deneyde belirlenebilecek özel şart parametreleri C# (C sharp) programı kullanılarak PLC sistemine eklenmiştir. PLC için oluşturulan ladder (merdiven) tipi program Şekil 3.23'te gösterilmiştir. Bu doktora çalışmasında mekanik yüklemenin gerçekleştiği zaman step motora yatay hareket kontrol mekanizması mikro işlemci tabanlı (ardunio kart) ile oluşturulmuştur. Bu kontrol mekanizmasının oluşturulması için mikro işlemciye C# (C sharp) tabanlı kontrol programı yazılmıştır. C# tabanlı oluşturulan program Şekil 3.24'de gösterilmiştir.



Şekil 3.23. PLC ünitesi için oluşturulmuş ladder (merdiven) diyagram yazılımı

```

Program_name Ataturk Universitesi Makine Muhendisligi Efe_Çetin_YILMAZ
class cigneme simulatoru
const int stepPin = 7;
const int dirPin = 8;
const int enbPin = 9;
const int buttonPin=6;
const int CtrlPin = 4;
int HIZ=1000, ME SAFE=28, buttonState = 0 , state = 0 ;
int CtrlState=0 ;
long keybtn=0,roundbtn=0 ;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(stepPin,OUTPUT);
  pinMode(dirPin,OUTPUT);
  pinMode(enbPin,OUTPUT);
  pinMode(buttonPin, INPUT);
  pinMode(CtrlPin, INPUT);
}

void loop() {
  buttonState = digitalRead(buttonPin);
  CtrlState = digitalRead(CtrlPin);
  if (CtrlState ==0){

    if (buttonState == HIGH && state == 0){ digitalWrite(dirPin,LOW); Hareket(); state = 1;
keybtn++ ;}
    if (buttonState == LOW && state == 1){ digitalWrite(dirPin,HIGH) ; Hareket(); state = 0 ;
printme(); }

  }
}
// hareket formulu
void Hareket(){
  for(int x = 0; x < ME SAFE ; x++) {
    digitalWrite(stepPin,HIGH);
    delayMicroseconds(HIZ);
    digitalWrite(stepPin,LOW);
    delayMicroseconds(HIZ);
  }
  roundbtn++;
}

void printme(){
  Serial.print("Button: ");
  Serial.print(keybtn);
  Serial.print(" round: ");
  Serial.println(roundbtn);
}

```

Şekil 3.24. Çiğneme hareketlini sağlayabilen C# (C sharp) tabanında oluşturulmuş kod yazılımının gösterimi

Şekil 3.24'deki C# (C sharp) tabanlı program akış algoritması incelendiğinde programın

döngü satırında çiğneme simülatörünün mekanik yükleme esnasında manyetik algılayıcıdan gelen bilgi ile yatay hareketin kontrol edildiği görülecektir. Manyetik algılayıcı düşey yüklemede konuma bağlı olarak mantıksal olarak 1-0 (high ve low) bilgileri üretecektir. Bu çalışmada kullanılan manyetik algılayıcının cevap verme süresi (respond time) 2 ms (milisaniye) olarak belirlenmiştir. Bu cevap verme süresi literatürde bahsedilen tüm çiğneme simülatörlerinin frekans aralığını içermektedir. Şekil 3.25’de bu çalışmada kullanılan termal yorulma ve çiğneme simülatör cihazı görülmektedir.



Şekil 3.25. Üretimi tamamlanmış termal yorulma ve çiğneme simülatörünün gösterimi (Alidad 2016)

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

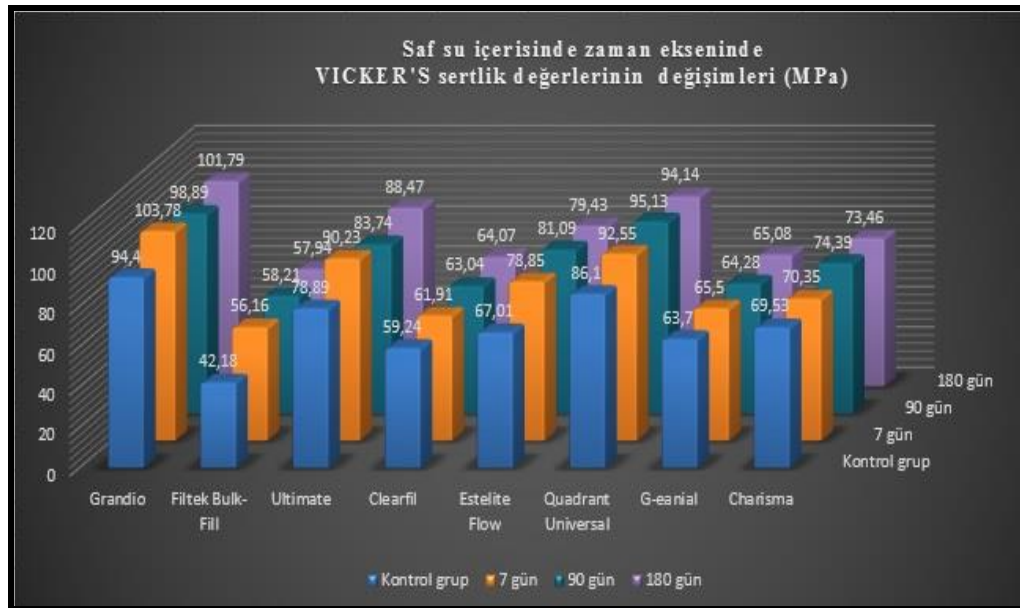
4.1. Çiğneme Test Deney Mekanizması 1. Kompozit Restoratif Malzemelerinin Yapay Yaşlandırma Test Deneyleri

4.1.1. Kompozit restoratif malzemelerinin saf su ortamında yapay yaşlandırma test deneyleri

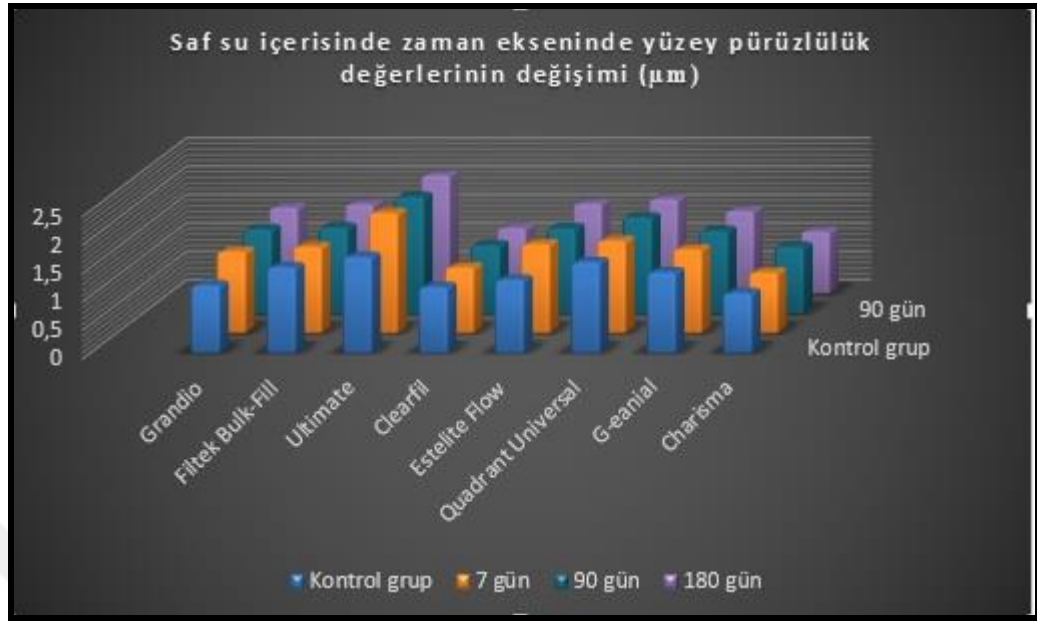
Bu çalışmada, Grandio, Estelite Flow, Filtek Bulk-fill, Charisma, Clearfil, Ultimate, Quadrant ve G-aenial kompozit malzemelerinin saf su içerisinde kontrol grup, 7 gün, 90 gün ve 180 gün sürecindeki sertlik ve yüzey pürüzlülük değerleri Çizelge 4.1’de verilmiştir. Çizelge 4.1 incelendiğinde tüm kompozit malzemelerin özellikle 7 gün yaşlandırma sürecinden sonra sertlik değerlerinde önemli bir artış olduğu görülecektir. Bu artış oranı yüzde olarak en fazla Filtek Bulk-Fill kompozit malzemesinde gerçekleşirken en az artış oranı Charisma kompozit malzemesinde gerçekleşmiştir. Ancak 90 gün ve 180 gün yaşlandırma süresinde genellikle kompozit malzemelerin sahip olduğu sertlik değeri önemli ölçüde değişmemiştir. Kompozit malzemelerin yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde 7 gün yaşlandırma süresi sonrasında tüm kompozit malzemelerinin sahip olduğu yüzey pürüzlülük değerlerinde artış göstermiştir. Ancak bu artış miktarı zaman ekseninde doğrusal olmayıp her kompozit malzeme için farklı oranlarda gerçekleşmiştir. Kompozit malzemelerin yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde kontrol gruplarında en yüksek yüzey pürüzlülük değerinin Ultimate kompozit malzemesinde olduğu görülecektir. Ayrıca Çizelge 4.1’de en yüksek yüzey pürüzlülük değeri 7 gün yaşlandırma süresi sonrasında Ultimate kompozit malzemesinde ölçülmüştür. Bu durumun tamamen kompozit malzemenin içyapısına bağlı olduğu düşünülmüştür. Buna ek olarak 7 gün sonrasındaki yaşlandırma sürelerinde yüzey pürüzlülük değerleri bazı kompozit malzemelerde (Filtek Bulk-Fill, Ultimate, Estelite Flow ve G-aenial) azalış göstermiştir. Literatürde Hahnel ve ark çalışmalarında Supreme ve Orcomer kompozit malzemesinin saf su içerisindeki yaşlandırma da 90 gün sonrasında bu malzemelerin yüzey pürüzlülük değerlerinin azaldığını rapor etmişlerdir (Hahnel *et al.* 2010).

Çizelge 4.1. Kompozit malzemelerin saf su ortamındaki yaşlandırma periyotları sonrasındaki mekanik özellikleri değişiminin gösterimi (standart sapma)

	Kompozit Malzeme	Grandio	Filtek Bulk-Fill	Ultimate	Clearfil	Estelite Flow	Quadrant Universal	G-eanial	Charisma
Kontrol grup	Vickers Sertlik (MPa)	94,40 (18,5)	42,18 (6,7)	78,89 (9,5)	59,24 (8,4)	67,01 (12,2)	86,10 (9,7)	63,70 (3,9)	69,53 (6,8)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,18 (0,3)	1,50 (0,1)	1,68 (0,8)	1,15 (0,4)	1,28 (0,7)	1,59 (0,7)	1,41 (0,6)	1,04 (0,5)
7 gün	Vickers Sertlik (MPa)	103,78 (27,4)	56,16 (11,2)	90,23 (8,7)	61,91 (13,2)	78,85 (14,7)	92,55 (16,2)	65,5 (14,3)	70,35 (11,6)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,43 (0,2)	1,51 (0,3)	2,11 (1,1)	1,15 (0,3)	1,56 (0,3)	1,62 (0,8)	1,47 (0,2)	1,06 (0,5)
90 gün	Vickers Sertlik (MPa)	98,89 (14,4)	58,21 (7,7)	83,74 (12,6)	63,04 (7,4)	81,09 (17,4)	95,13 (8,2)	64,28 (17,4)	74,39 (8,2)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,47 (0,4)	1,50 (0,6)	2,04 (0,8)	1,19 (0,3)	1,49 (0,5)	1,68 (0,6)	1,44 (0,3)	1,16 (0,4)
180 gün	Vickers Sertlik (MPa)	101,79 (17,9)	57,84 (9,5)	88,47 (3,4)	64,07 (11,8)	79,43 (9,7)	94,14 (14,8)	65,8 (17,1)	73,46 (8,9)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,51 (0,4)	1,57 (0,1)	2,08 (1,3)	1,15 (0,4)	1,58 (0,4)	1,66 (0,5)	1,45 (0,3)	1,09 (0,7)



Şekil 4.1. Kompozit malzemelerin saf su içerisinde zaman ekseninde sahip oldukları Vickers sertlik ve yüzey pürüzlülük değişim grafiğinin gösterimi



Şekil 4.2. Kompozit malzemelerin saf su içerisinde zaman ekseninde sahip oldukları yüzey pürüzlülük değişim grafiğinin gösterimi

4.1.2. Kompozit restoratif malzemelerinin yapay tükürük çözeltisi ortamındaki yapay yaşlandırma test deneyleri

Bu çalışmada, Grandio, Estelite Flow, Filtek Bulk-fill, Charisma, Clearfil, Ultimate, Quadrant ve G-aenial kompozit malzemelerinin saf su içerisinde kontrol grup, 7 gün, 90 gün ve 180 gün sürecindeki sertlik ve yüzey pürüzlülük değerleri Çizelge 4.2’de verilmiştir. Bu çalışmada yaşlandırma ortamını simüle etmek amacıyla saf su ve yapay ağız sıvısı ortamı kullanılmıştır. Literatürde birçok çalışma yaşlandırma işlemi için bu ortamlar seçilmiştir (Sideridou *et al.* 2007; Sevimay *et al.* 2008; Zhang and Xu 2008; Hahnel *et al.* 2010). Çizelge 4.2 incelendiğinde kompozit malzemeler saf su içerisindeki yaşlandırma sürecine benzer davranışlar gösterdiği görülecektir. Bu durum yaşlandırma ortamının bu çalışmada test edilen malzemelerin sertlik ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin önemsiz olması ile açıklanabilir. Literatürde, Hahnel ve ark Filtek Supreme, Filtek Silorane, Exp Orcomer, CeramX ve Quixfil kompozit malzemelerin saf suda ve yapay tükürük çözeltisi yaşlandırma ortamında benzer davranışlar gösterdiğini rapor etmişlerdir (Hahnel *et al.* 2010). Bu çalışmada test edilen kompozit malzemeler yaşlandırma sürecinde farklı mekanik davranış göstermişlerdir. Özellikle Ultimate

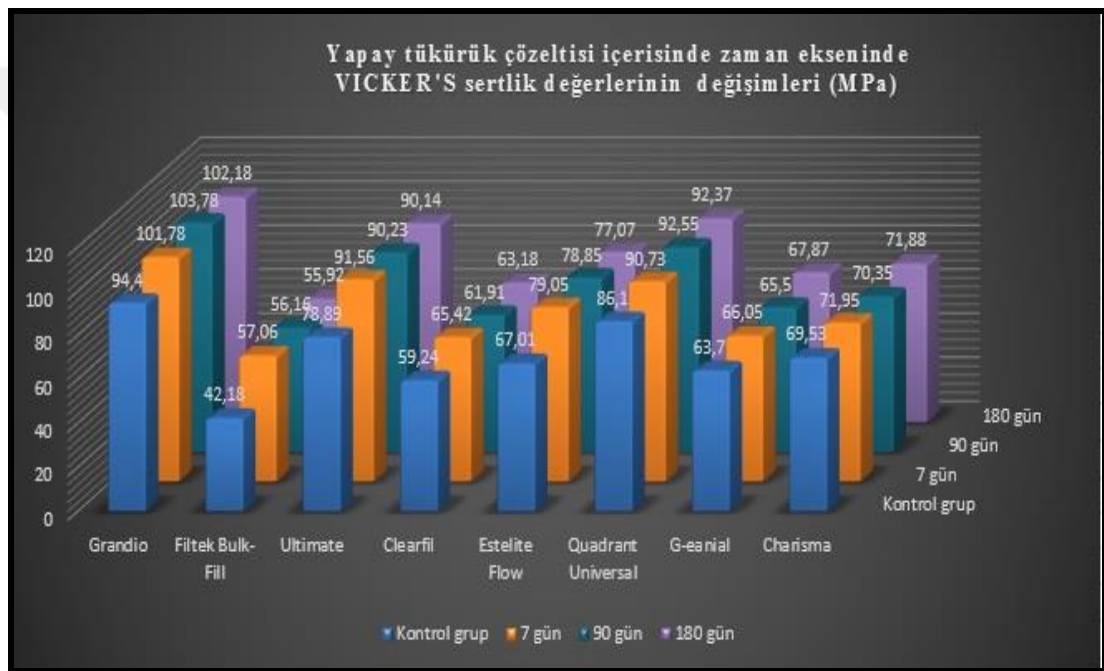
kompozit malzemesinin tüm yaşlandırma periyotlarında diğer kompozit malzemelere göre daha yüksek yüzey pürüzlülük değerine sahip olması dikkat çekmiştir. Bu durumun sebebi olarak Ultimate kompozit malzemesinin içerdiği organik matris yapısı TEGDMA hidrolitik bozuma mekanizmasına karşı daha duyarlı olduğu olarak yorumlanmıştır. Bu çalışmada test edilen kompozit malzemeler arasında en yüksek yüzey pürüzlülüğü gösteren Ultimate ve en düşük yüzey pürüzlülük değeri gösteren Charisma kompozit malzemelerinde hidrolitik bozulmanın matriks yapısında hasara neden olduğu Şekil 4.5’de SEM görüntülerinde gözlemlenmiştir. Ayrıca Ultimate ve Charisma kompozit malzemelerinin AFM analizleri Şekil 4.6’da gösterilmiştir. Literatürdeki çalışmalarda kompozit malzemenin içerdiği organik matris yapısının malzemeyi termal çevrim testlerine ve yaşlandırma sürecine daha duyarlı hale getirdiği rapor edilmiştir (Dos Santos *et al.* 2015; Yilmaz and Sadeler 2016, 2017).

Çizelge 4.2. Kompozit malzemelerin yapay tükürük çözeltisi ortamındaki yaşlandırma periyotları sonrasındaki mekanik özellikleri değişiminin gösterimi (standart sapma)

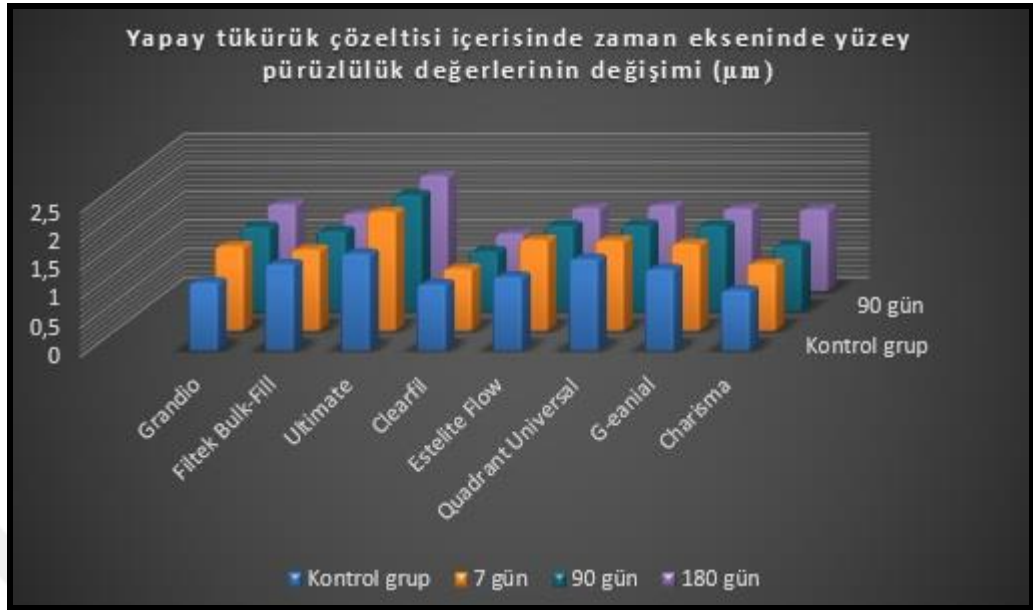
	Kompozit Malzeme	Grandio	Filtek Bulk-Fill	Ultimate	Clearfil	Estelite Flow	Quadrant Universal	G-eanial	Charisma
Kontrol grup	Vickers Sertlik (MPa)	94,40 (18,5)	42,18 (6,7)	78,89 (9,5)	59,24 (8,4)	67,01 (12,2)	86,10 (9,7)	63,70 (3,9)	69,53 (6,8)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,18 (0,3)	1,50 (0,1)	1,68 (0,8)	1,15 (0,4)	1,28 (0,7)	1,59 (0,7)	1,41 (0,6)	1,04 (0,5)
7 gün	Vickers Sertlik (MPa)	101,78 (22,6)	57,06 (9,2)	91,56 (4,7)	65,42 (17,3)	79,05 (11,6)	90,73 (14,1)	66,05 (13,3)	71,95 (12,6)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,47 (0,2)	1,41 (0,3)	2,07 (1,1)	1,08 (0,3)	1,58 (0,3)	1,57 (0,8)	1,51 (0,2)	1,16 (0,5)
90 gün	Vickers Sertlik (MPa)	103,78 (27,4)	56,16 (11,2)	90,23 (8,7)	61,91 (13,2)	78,85 (14,7)	92,55 (16,2)	65,5 (14,3)	70,35 (11,6)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,46 (0,2)	1,38 (0,3)	2,01 (1,1)	1,03 (0,3)	1,48 (0,3)	1,49 (0,8)	1,48 (0,2)	1,13 (0,5)
180 gün	Vickers Sertlik (MPa)	102,18 (23,7)	55,92 (12,9)	90,14 (9,2)	63,18 (13,8)	77,07 (13,1)	92,37 (14,1)	67,87 (11,9)	71,88 (9,7)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,51 (0,2)	1,35 (0,1)	2,01 (0,7)	1,00 (0,2)	1,45 (0,2)	1,49 (0,5)	1,44 (0,1)	1,42 (0,3)

Çizelge 4.3. Kompozit malzemelerin saf su ve yapay tükürük ortamındaki test verilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesinin gösterimi

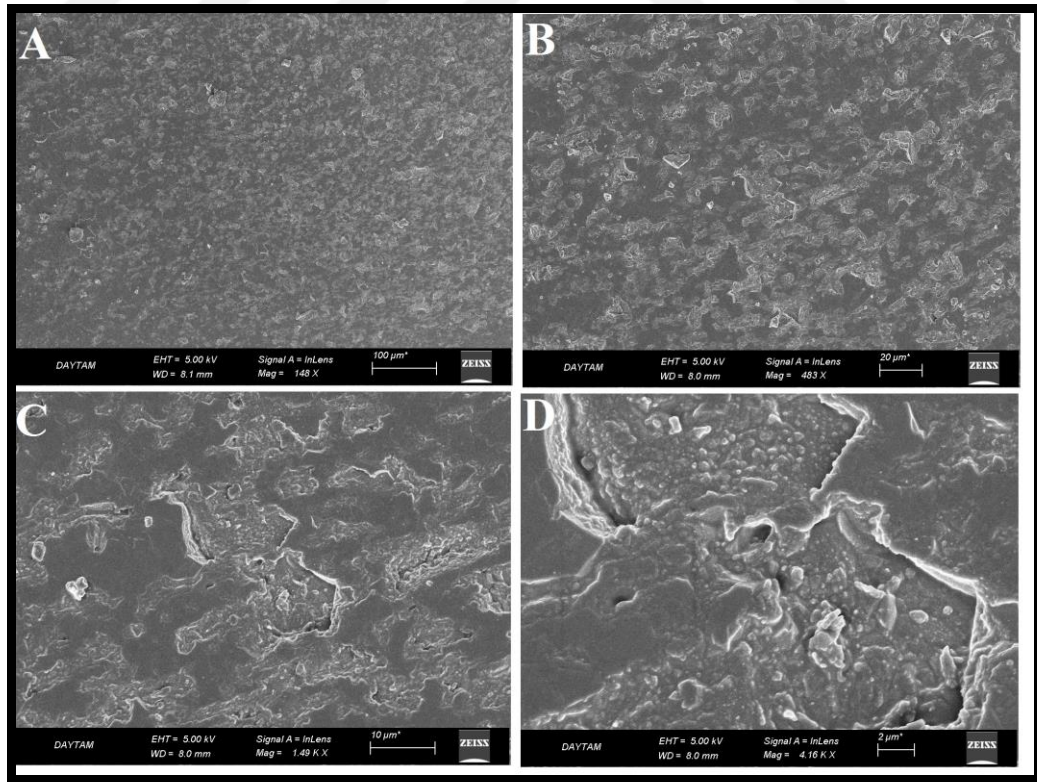
Factor	DF	Sum of squares	Mean squares	F ratio	Probability
Composite Mat.	5	1.87	0.27	5.98	<0.0005
Condition	2	10.85	5.62	97.45	<0.0005
Composite X Cond.	10	49.62	3.17	54.69	<0.0005
Error	90	4.23	0.06		
C. Total	117	64.73			



Şekil 4.3. Kompozit malzemelerin yapay tükürük çözeltisinde zaman ekseninde sahip oldukları Vickers sertlik ve yüzey pürüzlülük değişim grafiğinin gösterimi



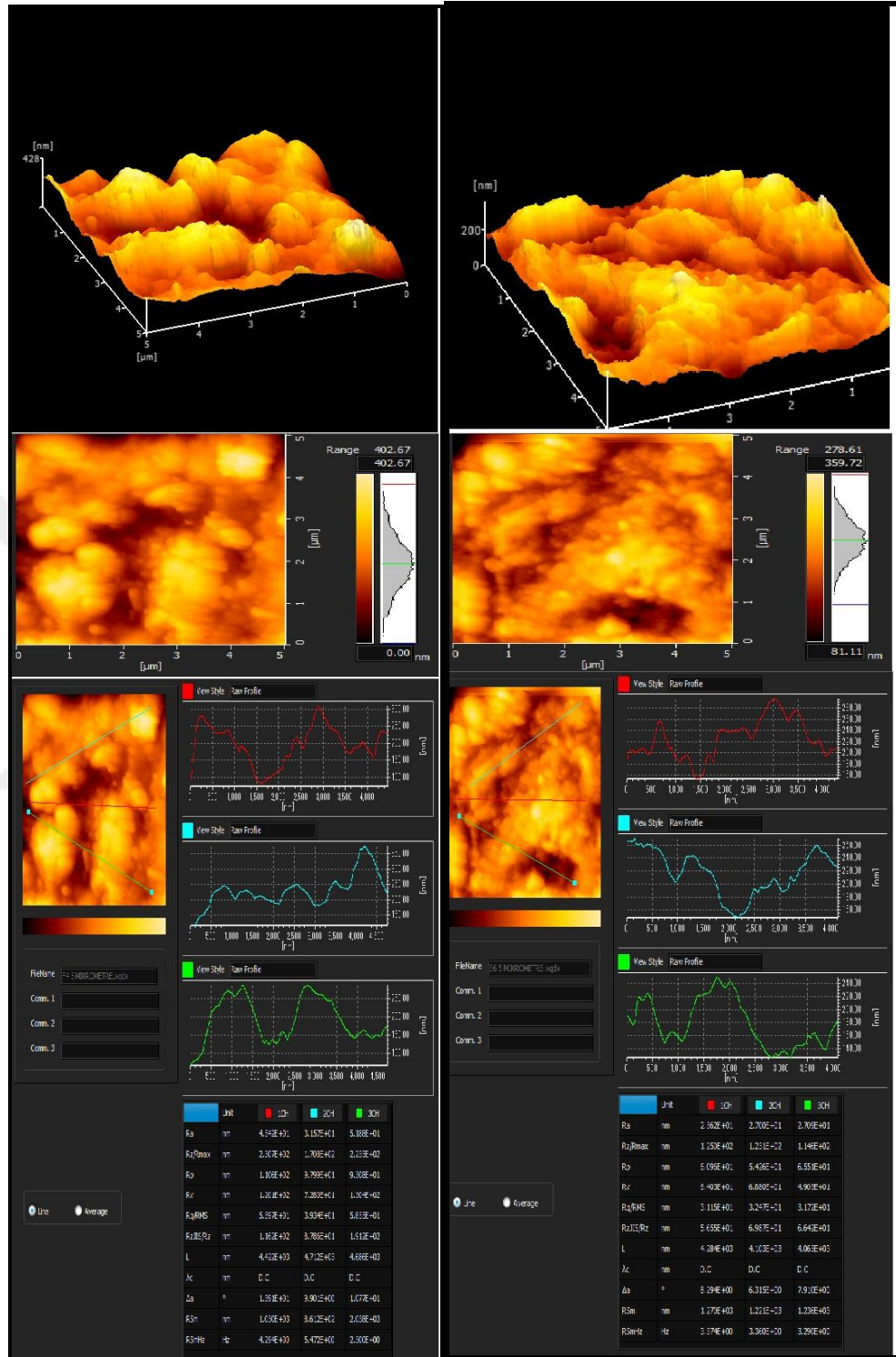
Şekil 4.4. Kompozit malzemelerin yapay tükürük çözeltisi ortamındaki zaman ekseninde sahip oldukları yüzey pürüzlülük değişim grafiğinin gösterimi



Şekil 4.5. Ultimate kompozit malzemesinin yapay tükürük ortamındaki 180 gün yapay yaşlandırma sonrasındaki mikro yapısının gösterimi (A: 100 μm , B: 20 μm , C:10 μm ve D: 2 μm)

Ultimate kompozit malzemesi yapay tükürük ortamındaki 180 gün yaşlandırma süreci sonrasında matris yapısında önemli bozunumların meydana geldiği görülmüştür. Kompozit malzemenin matris yapısında meydana gelen önemli bozunumun sebebi kompozitin içerdiği organik matris yapısı TEGDMA olduğu düşünülmüştür. Çünkü bu organik yapının hidrolitik bozunuma karşı daha duyarlı olduğu literatürde rapor edilmiştir (Dos Santos *et al.* 2015; Yılmaz and Sadeler 2016, 2017). Bu doktora çalışmasında Ultimate kompozit malzemesinin daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermesi yapay tükürük ortamında daha yüksek hidrolitik bozunuma uğradığı değerlendirilmiştir.





Şekil 4.6. Ultimate (sol resim) ve Charisma (sağ resim) kompozit malzemelerinin yapay tükürük çözeltisi ortamındaki AFM analizlerinin gösterimi

4.2. Çiğneme Test Deney Mekanizması 2. Kompozit Restoratif Malzemelerin Termal Yorulma ve Çiğneme Döngü Test Deneyleri

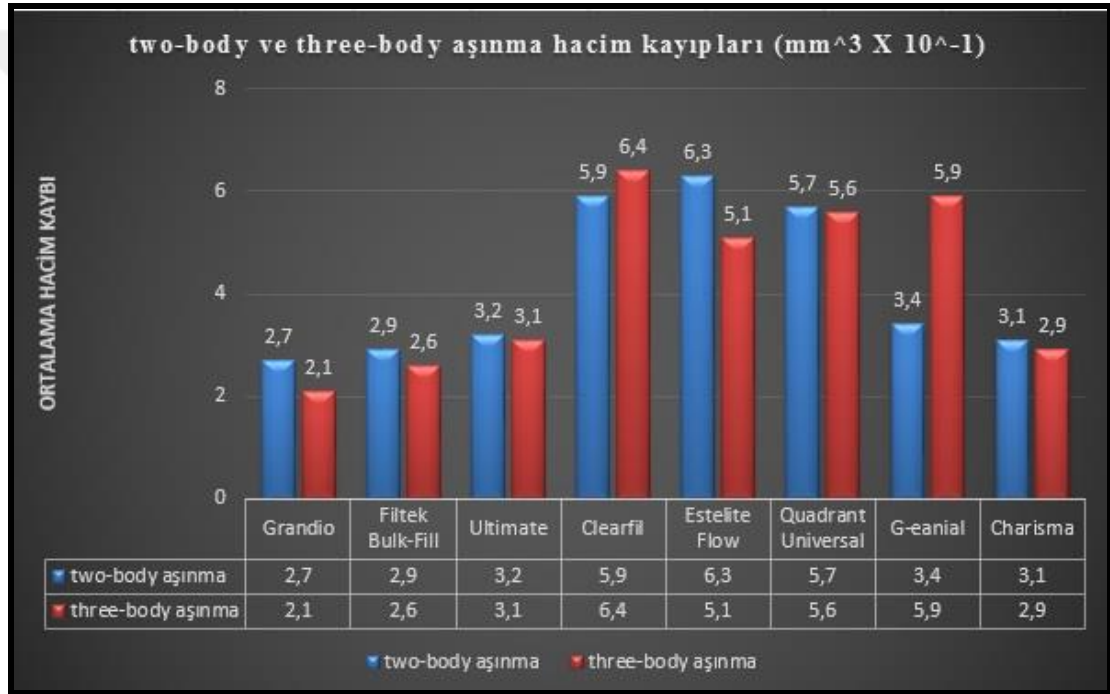
Bu çalışmada, Grandio, Estelite Flow, Filtek Bulk-fill, Charisma, Clearfil, Ultimate, Quadrant ve G-aenial kompozit malzemelerinin direkt temas aşınması (two-body wear) ve numune ve karşı malzeme arasında aşındırıcı bir ortamın oluşturulması (three-body wear) deneyleri gerçekleştirilmiştir. Çiğneme simülatörü 50N düşey yükleme (0.7mm yatay hareket), 1.6 Hz tekrarlama periyodu, 6000 adet 5-55°C termal yükleme ve 120.000 mekanik yükleme yapabilecek şekilde programlanmıştır. 120.000 çiğneme testi sonrasında kompozit malzemelerin sahip olduğu Vicker's setlik, yüzey pürüzlülüğü ve malzemede oluşan aşınma hacim kaybı Çizelge 4.4'de verilmiştir.

Çizelge 4.4. Kompozit malzemelerin her iki çiğneme mekanizmasındaki mekanik özelliklerinin gösterimi (standart sapma)

	Kompozit Malzeme	Grandio	Filtek Bulk-Fill	Ultimate	Clearfil	Estelite Flow	Quadrant Universal	G-aenial	Charisma
Two-body test aşınması	Vickers Sertlik (MPa)	103,78 (27,4)	56,16 (11,2)	90,23 (8,7)	61,91 (13,2)	78,85 (14,7)	92,55 (16,2)	65,5 (14,3)	70,35 (11,6)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,43 (0,2)	1,51 (0,3)	2,11 (1,1)	1,15 (0,3)	1,56 (0,3)	1,62 (0,8)	1,47 (0,2)	1,06 (0,5)
	Hacim Kaybı (mm³ x 10⁻¹)	2,7 (0,8)	2,9 (0,5)	3,2 (0,7)	5,9(1,3)	6,3(0,9)	5,7(1,1)	3,4(0,8)	3,1(0,5)
Three-body test aşınması	Vickers Sertlik (MPa)	103,78 (27,4)	56,16 (11,2)	90,23 (8,7)	61,91 (13,2)	78,85 (14,7)	92,55 (16,2)	65,5 (14,3)	70,35 (11,6)
	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	1,43 (0,2)	1,51 (0,3)	2,11 (1,1)	1,15 (0,3)	1,56 (0,3)	1,62 (0,8)	1,47 (0,2)	1,06 (0,5)
	Hacim Kaybı (mm³ x 10⁻¹)	2,1 (0,6)	2,6 (0,9)	3,1 (0,3)	4,4 (1,1)	5,1 (0,8)	5,6 (0,8)	5,9 (1,2)	2,9 (0,8)

Çizelge 4.5. Two-body ve three-body aşınma test mekanizmalarında elde edilen değerlerin istatistiksel değerlendirmesinin gösterimi

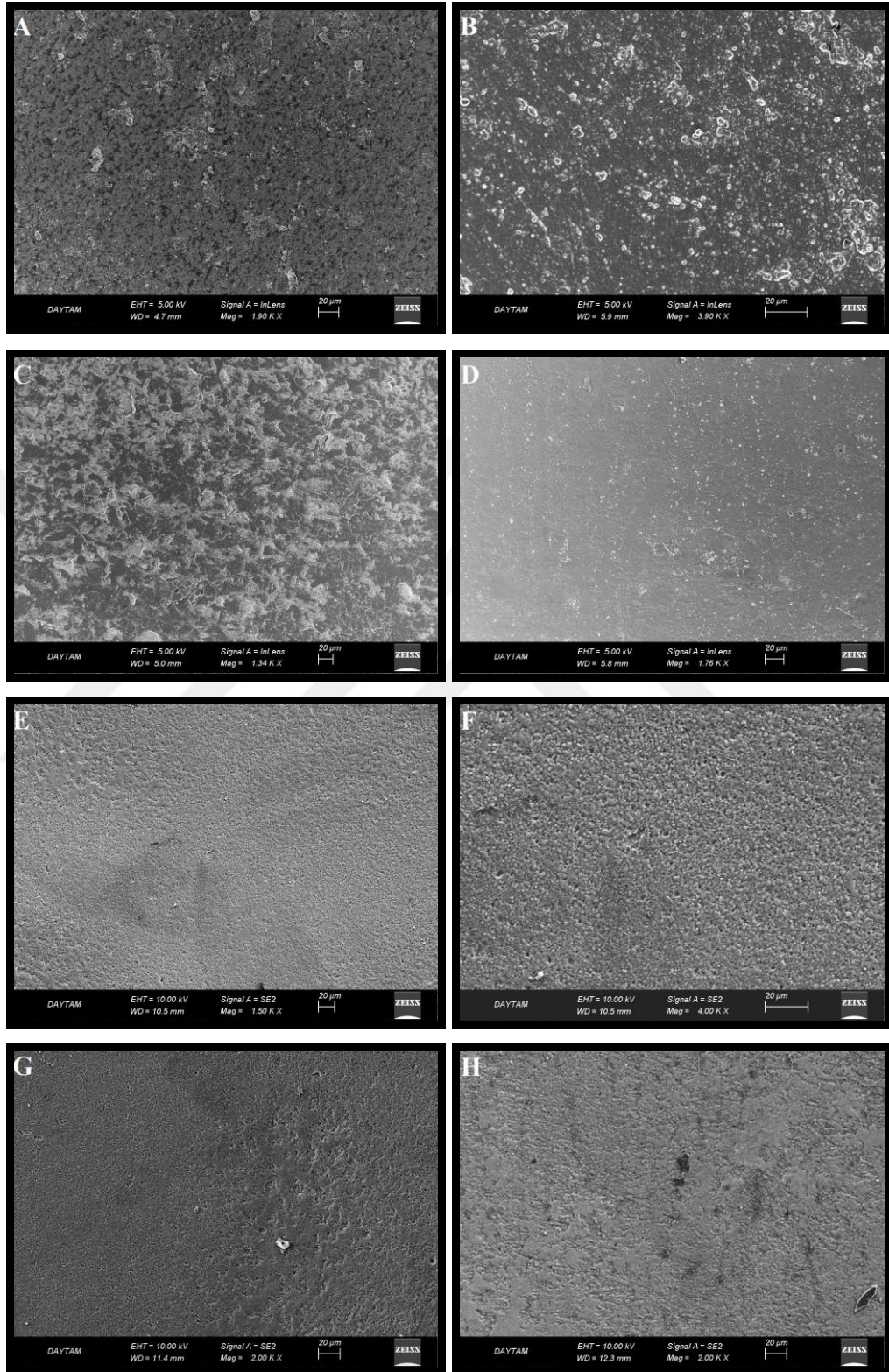
Factor	DF	Sum of squares	Mean squares	F ratio	Probability
Composite Mat.	5	2.17	0.38	6.45	<0.0005
Condition	2	13.66	6.11	96.85	<0.0005
Composite X Cond.	10	45.72	2.87	51.79	<0.0005
Error	90	4.98	0.07		
C. Total	117	60.75			



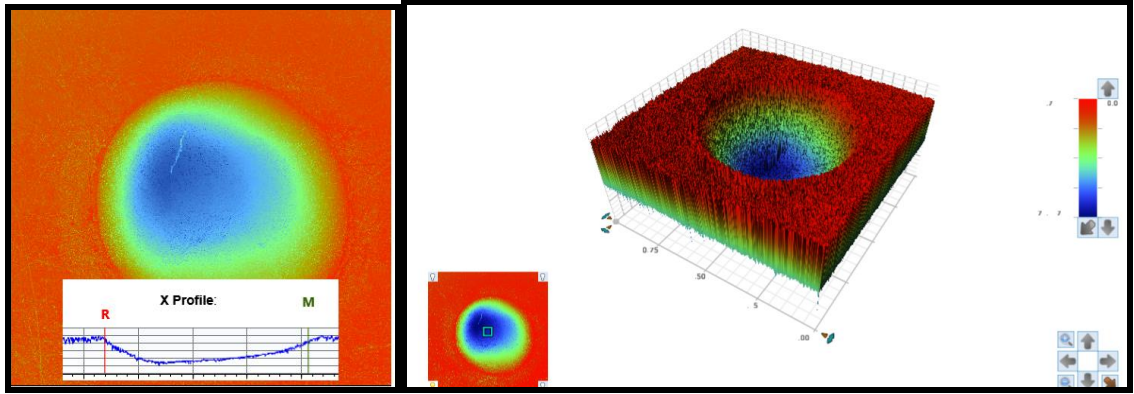
Şekil 4.7. Two-body ve three-body aşınma testleri sonrasında kompozit malzemelerde meydana gelen hacim kaybının gösterimi

Şekil 4.7 incelendiğinde, G-aenial ve Clearfil kompozit malzemesi dışındaki tüm kompozit malzemelerin two-body aşınma testlerindeki ortalama hacim kaybı three-body aşınma testine göre daha yüksek değerler elde edilmiştir. Bu sonuçlar, bu çalışmada test edilen kompozit malzemelerin birçoğunun direkt temas aşınması (two-body wear) direncinin aşındırıcı ortamdaki aşınma (three-body wear) direncine göre daha düşük seviyede olduğu sonucunu getirmiştir. Kompozit malzemelerin bu aşınma davranışları içerdikleri matris yapısı, ara bağlayıcılar ve inorganik yapıları ile ilgilidir. Literatürde,

Koottathape ve ark. Filtek Z250, Clearfil AP-X, Filtek Supreme, MI Flow ve Venüs Diomond kompozit malzemelerinin two-body aşınma hacim kaybının three-body aşınma testine göre daha yüksek sonuçlar elde ettiklerini rapor etmişlerdir (Koottathape *et al.* 2014). Şekil 4.8’de kompozit malzemelerin two-body aşınma testi sonrası malzeme aşınma yüzeyinde oluşan mikro içyapı görüntüsü verilmiştir. Şekil 4.8 incelendiğinde tüm kompozit malzemelerde two-body aşınma testi sonrası malzeme aşınma yüzeyinde çok az miktarda parçacıkların taşındığı görülecektir. Kompozit malzemelerin aşınma yüzeylerinde oluşan bu parçacık taşınması çiğneme hareketi sırasında ısırma kuvveti (dikey yükleme) sonrasında gerçekleşen öğütme hareketi (yatay hareket yükleme) anında gerçekleşmiştir. Bu durumu daha da ayrıntılı açıklamak gerekirse ısırma kuvveti (dikey yükleme bu test için 50N seçilmişti) kompozit malzeme yüzeyinde bazı bölgeler elastik davranış gösterirken bazı bölgeler plastik şekil deformasyonlarına uğrayarak kompozit malzeme yüzeyinde ayrılma davranışı göstermişlerdir. Kompozit malzemenin aşınma yüzeyinde plastik şekil deformasyon davranışı gösteren bölgeler öğütme işlemi (yatay hareket yükleme) esnasında taşınma işlemi gerçekleşmiştir. Bu çalışmada two-body aşınma testleri gerçekleştirilirken kompozit malzeme aşınma yüzeyinden kopan parçacıkların üçüncü bir aşındırıcı ortam olarak görev yapmaması kompozit malzeme yüzeyine 0.3 saniye periyotlarında saf su püskürtme işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.15). Böylelikle çiğneme sırasında kompozit malzemenin karşı malzeme ile direkt temas aşınması olarak ifade edilen two-body aşınma testleri literatüre uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Kompozit malzemenin aşınma yüzeyinde oluşan parçacıkların kopması ve taşınması işlemi kompozit malzemenin aşınma direncini önemli ölçüde etkileyen bir parametre olmuştur. Bu çalışmada daha aşınma testleri sırasında daha fazla plastik deformasyon aşınma bölgeleri gösteren kompozit malzemeler çiğneme test deneyleri sonrasında daha fazla hacim kaybı değerleri göstermiştir. Bu durumun oluşmasında bu test deneylerinde kullanılan 6000 adet 5-55°C termal yükleme işlemi kompozit malzemenin daha fazla hacim kaybına uğramasına sebep olmuştur.



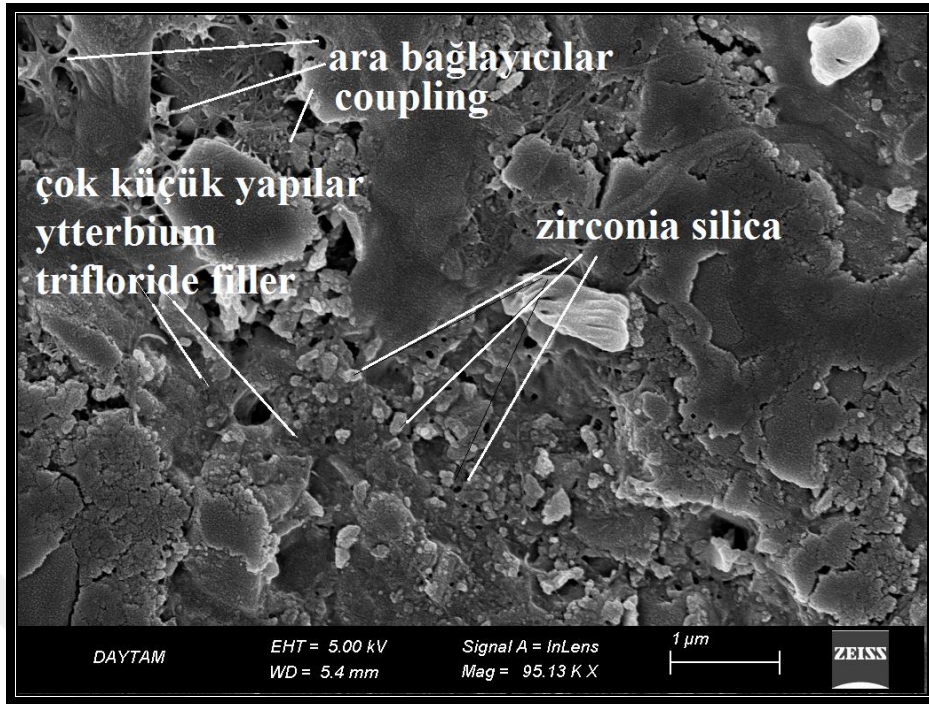
Şekil 4.8. Kompozitlerin Two-body aşınma test sonrasındaki içyapılarının gösterimi (A: Bulk-Fill, B:Clearfil, C:Ultimate, D:Charisma, E:Quadrant, F:Estelite Flow, G:G-aenial ve H:Grandio)



Şekil 4.9. Bulk- Fill kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi

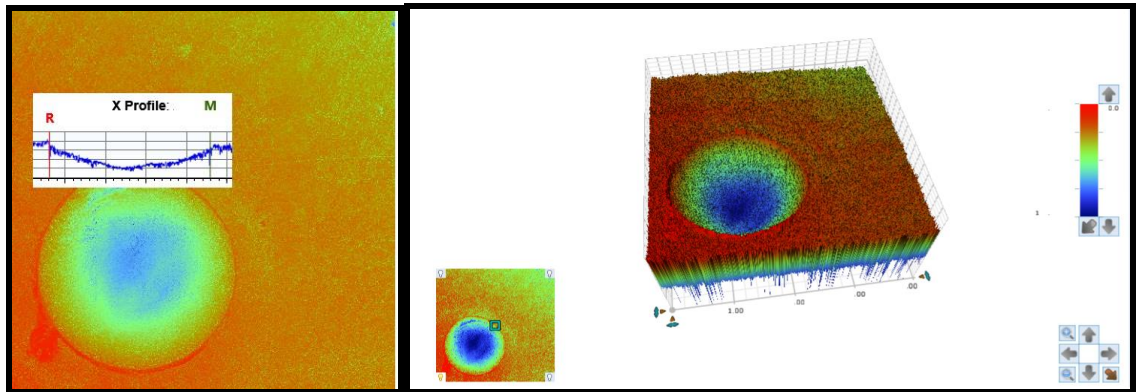
Bu çalışmada, Filtek Bulk-Fill kompozit malzemesinde two-body aşınma testleri sonrası genel itibari ile homojen bir aşınma bölgesi oluşmuştur. Şekil 4.8(A) SEM görüntüsünde Filtek Bulk-Fill kompozit malzemesinin homojen bir aşınma yüzeyine sahip olduğu görülecektir. Ayrıca şekil 4.9’da apsis (X) ekseninde oluşan hacim kaybı grafiği bu sonucu desteklemektedir. Two-body aşınma testi sonrasında oluşan hacim kaybı incelendiğinde Filtek Bulk-Fill kompozit malzemesinin diğer kompozit malzemelerle benzer aşınma davranışı gösterdiği görülecektir. Bu sonuç diş hekimliği alanında yeni kullanım alanı bulan Bulk-Fill kompozit malzemesinin bu çalışmada test edilen diğer kompozit malzemelerle kıyaslandığında aşınma direncinde bir gelişme olmadığını göstermektedir. Literatürde, Engelhardt ve ark. akışkan bulk-fill malzemelerinin kırılma tokluğu ve abrasif aşınma direncinin çalışmalarında kullandıkları G-aenial Universal kompozit malzemesine benzer sonuçlar gösterdiğini rapor etmişlerdir (Engelhardt *et al.* 2016).

Akışkan bulk-fill kompozit malzemeleri geleneksek kompozit malzemeleri ile kıyaslandığında daha büyük doldurucu parçacıklara sahip olduğu görülecektir. Şekil 4.10’da Filtek Bulk-Fill kompozit malzemesinin daha büyük partiküllerinin olduğu görülecektir.



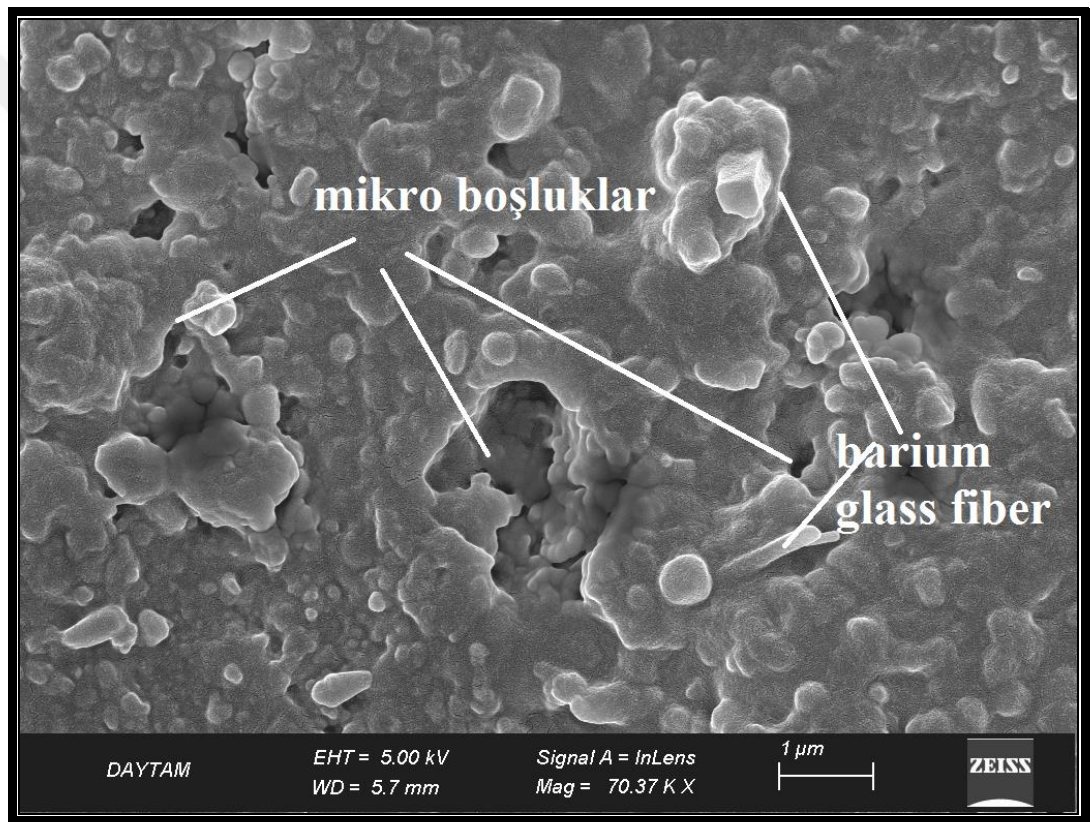
Şekil 4.10. Filtek Bulk-Fill kompozit malzemesinin mikro içyapısının gösterimi

Literatürde, Frank *et al.* bulk-fill kompozit malzemelerin gevrek kırılma davranışı sergilediği ancak bu kırılma davranışı ile ilgili kırılma yüzeyi ve doldurucu parçacıkları arasında bir korelasyon olmadığı rapor etmişlerdir (Engelhardt *et al.* 2016).



Şekil 4.11. Clearfil kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi

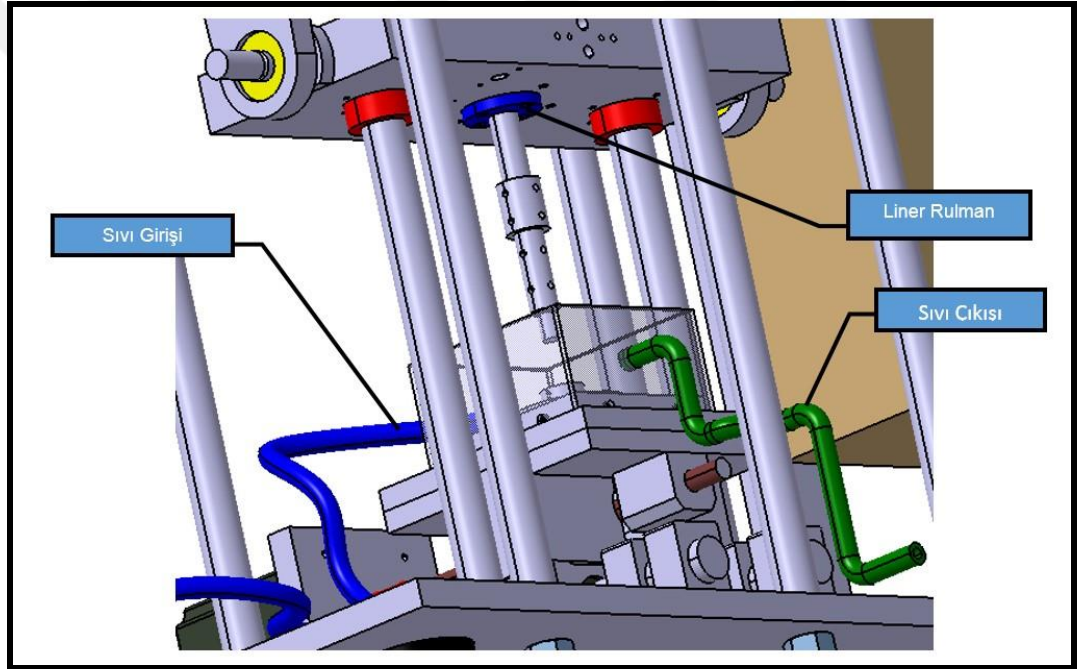
Clearfil kompozit malzemesinin two-body aşınma testi sonrasında Filtek Bulk-fill kompozit malzemesine kıyasla daha heterojen bir aşınma bölgesi oluşmuştur. Bu durumun sebebi Clearfil kompozit malzemesinin doldurucu yapısının içerdiği barium glass fiber içyapısından kaynaklandığı düşünülmüştür. Literatürde Koottathape ve ark Clearfil ve Venus Diamond kompozit malzemeleri aşınma testi sonrasında içyapıda büyük camsı doldurucuları kaybetmelerinden dolayı yüzeyde oluşan mikro boşluklar ve heterojen bir aşınma bölgesi gösterdiğini rapor etmişlerdir (Koottathape *et al.* 2012).



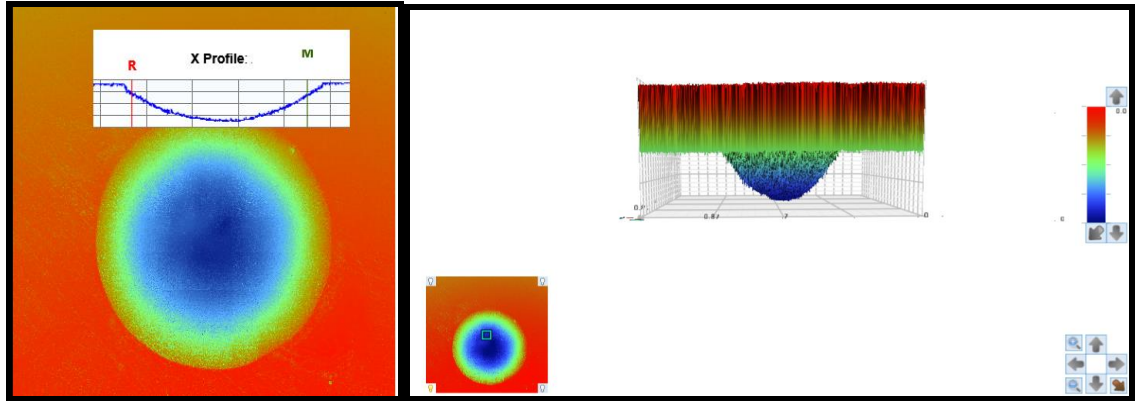
Şekil 4.12. Clearfil kompozit malzemesinin mikro içyapısının gösterimi

Çiğneme test deneylerinde two-body aşınma testlerinde kompozit malzemelerin yüzeyine sürekli saf su püskürtülmesi kompozit malzemeden kopan parçacıkların yüzeyde üçüncü bir aşındırıcı olmalarını engellemiştir. Örnek vermek gerekirse eğer bu işlem gerçekleşmemiş olsaydı Clearfil kompozit malzemesinin aşınma yüzeyinden kopan sert barium glass (baryum cam) parçacıkları adeziv aşınma veya parçacıkların hareketi ile three-body aşınma mekanizmasının oluşmasına sebep olacaktı. Bu

çalışmada bu durumun gerçekleşebileceği önceden tahmin edildiği için two-body aşınma testlerinde kompozit malzemenin yüzeyine sürekli saf su sirkülasyonu sağlanmıştır. Şekil 4.13’de çigneme test deneylerinde two-body aşınma testinde kompozit malzemelerin yüzeylerindeki yabancı parçacıkların malzeme yüzeyinden uzaklaşmasını sağlayan sistem gösterilmiştir. Literatürde two-body aşınma testinin gerçekleşmesi için bu çalışmada bahsedilen malzeme yüzeyindeki saf su sirkülasyonunun yapılmasının çigneme simülatörünün geçerliliği üzerinde önemli bir parametre olduğu rapor edilmiştir (ISO 2001).

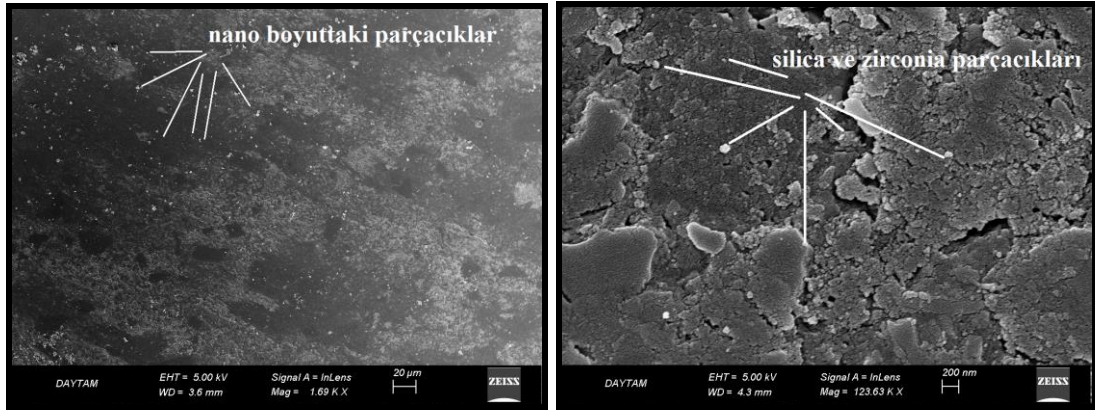


Şekil 4.13. Çigneme Simülatöründe two-body aşınma testlerinde malzeme yüzeyindeki saf su sirkülasyonunun gösterimi (Alidad 2016)

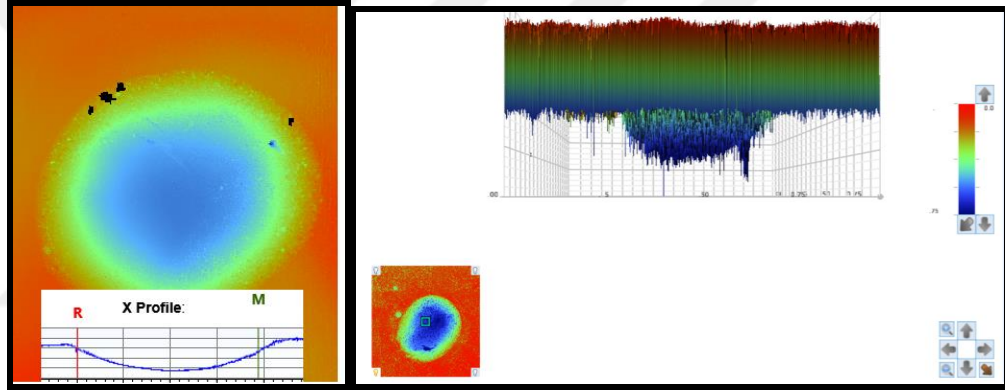


Şekil 4.14. Ultimate kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi

Ultimate kompozit malzemesi 120.000 çigneme testi sonrasında Bulk-fill, Grandio, Charisma ve G-aenial kompozit malzemeleri ile benzer aşınma davranışı göstermiştir. Ancak, Ultimate kompozit malzemesi bu çalışmada test edilen kompozit malzemeler arasında çigneme testi öncesinde en yüksek yüzey pürüzlülük değeri göstermiştir. Ultimate kompozit malzemesinin sahip olduğu bu yüksek yüzey pürüzlülük değeri aşınma davranışını etkilemiştir. Ultimate kompozit malzemesinin yüksek yüzey pürüzlülük değerine sahip olmasının içerdiği organik matris yapısından kaynaklandığı düşünülmüştür. Literatürdeki çalışmalarda, kompozit malzemenin içerdiği organik matris yapısı TEGDMA ve TEGMA yapısının kompozit malzemenin yüzey pürüzlülüğünü olumsuz yönde etkilediğini rapor edilmiştir (Yılmaz and Sadeler 2016, 2017). Ultimate kompozit malzemesi two-body aşınma testleri sonrasında homojen bir aşınma bölgesi göstermiştir. Bu homojen aşınma bölgesinin oluşmasında bu malzemenin içerdiği nano boyuttaki silica filler (yaklaşık 20nm) ve zirconia filler (yaklaşık 4 ile 11 nm) doldurucu yapısının getirdiği bir avantaj olarak düşünülmüştür. Literatürde Koottathape ve ark nano-fill Supreme kompozit malzemesinin two-body ve three-body aşınma testleri sonrasında homojen bir aşınma bölgesi oluşturduğunu rapor etmişlerdir (Koottathape *et al.* 2012). Şekil 4.15 Ultimate kompozit malzemesinin aşınma yüzeyindeki nano boyuttaki silica ve zirconia parçacıklarını göstermektedir. Ultimate kompozit malzemesini sahip olduğu nano boyuttaki parçacıklar daha iyi aşınma davranışı göstermesine katkı sağlamıştır.

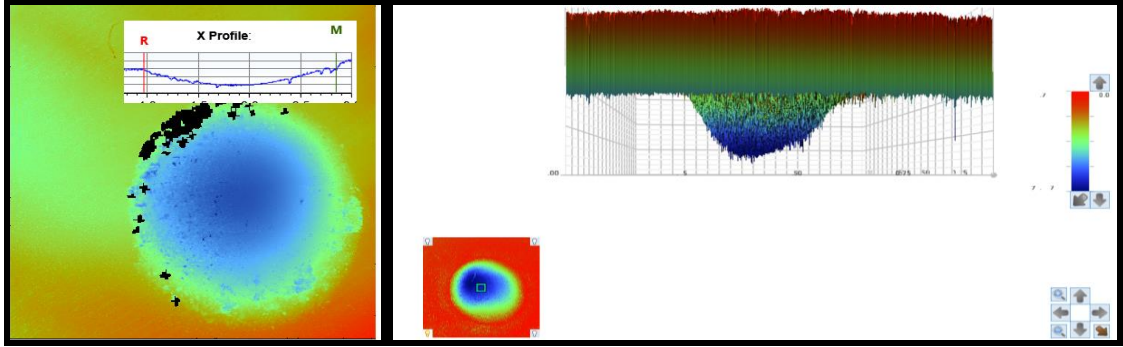


Şekil 4.15. Ultimate kompozit malzemesinin mikro içyapısının gösterimi



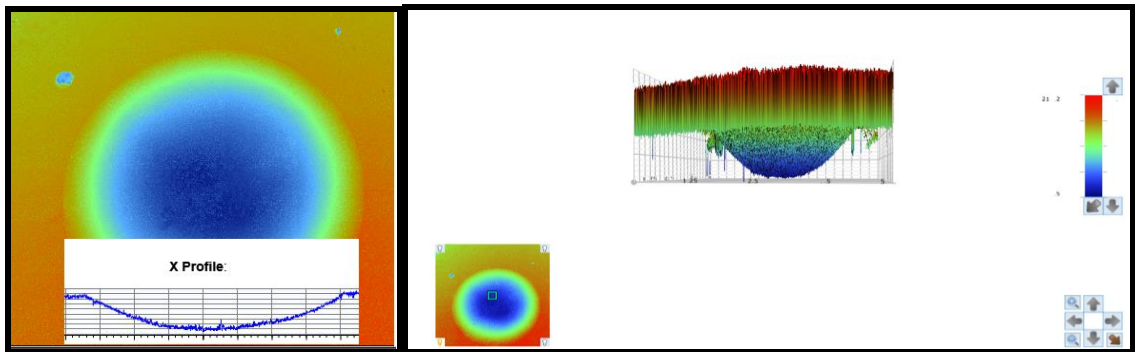
Şekil 4.16. Charisma kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi

Bu çalışmada, Charisma kompozit malzemesi çigneme test deneyleri öncesinde en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip kompozit malzemedir. Bu sonuç, Charisma kompozit malzemesinin matris yapısı ile ilişkilidir. Özellikle Charisma kompozit malzemesinin TEGDMA veya TEGMA gibi organik matris yapısı içermemesi malzemeye yüzey pürüzlülüğü açısından avantaj sağladığı söylenebilir. Şekil 4.16 incelendiğinde Charisma kompozit malzemesinde özellikle aşınma derinliğinin (wear depth) çok fazla oluşmadığı görülecektir. Bu durum kompozit malzemenin içerdiği nano-hybrid doldurucunun getirdiği olumlu bir özellik olarak düşünülmüştür. Literatürde, Hahnel ve ark 120.000 two-body aşınma testi uyguladıkları 14 kompozit malzeme arasında nano-hybrid Grandio kompozit malzemesinin yüksek aşınma direncine sahip olduğunu rapor etmişlerdir (Hahnel *et al.* 2011).



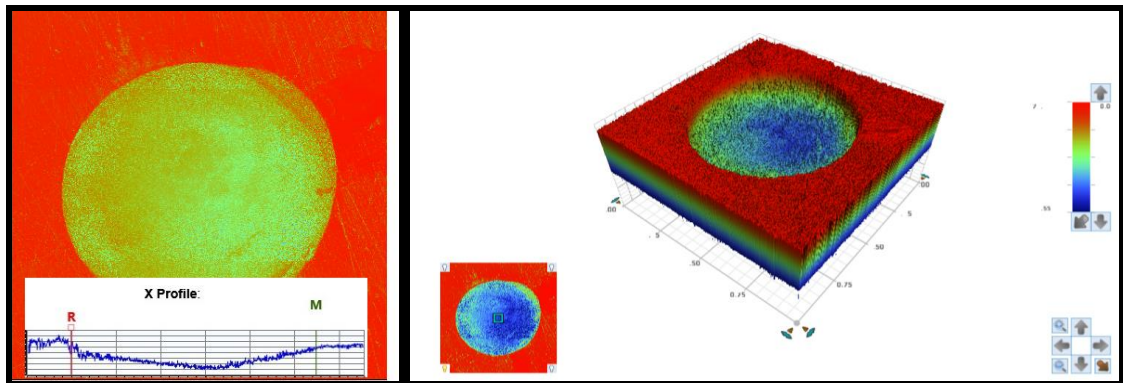
Şekil 4.17. Quadrant Universal kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi

Quadrant Universal kompozit malzemesinde 120.000 two-body çığneme testi sonrasında yaklaşık $5,7 \text{ (mm}^3 \times 10^{-1})$ hacim kaybı meydana gelmiştir. Bu değer özellikle nano-hybrid doldurucu Grandio kompozit malzemesi ile kıyaslandığında daha yüksek bir değer olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu sonucun Quadrant Universal kompozit malzemesini içerdiği Ba-Al-F-silicate glass parçacıklarının etkisi olarak düşünülmüştür. Şekil 4.17 hacim kaybı grafiği incelendiğinde bu kompozit malzemenin aşınma bölgesinde bazı parçacıklarının koparak malzemenin homojen bir aşınma bölgesi oluşturmasını engellemiştir. Ayrıca Şekil 4.17’de Quadrant Universal kompozit malzemesinin 3 boyutlu hacim kaybı grafiği incelendiğinde bu kompozit malzemede özellikle aşınma derinliğinin (wear depth) diğer nano-hybrid doldurucu Grandio kompozit malzemesine göre fazla oranda olduğu görülecektir.



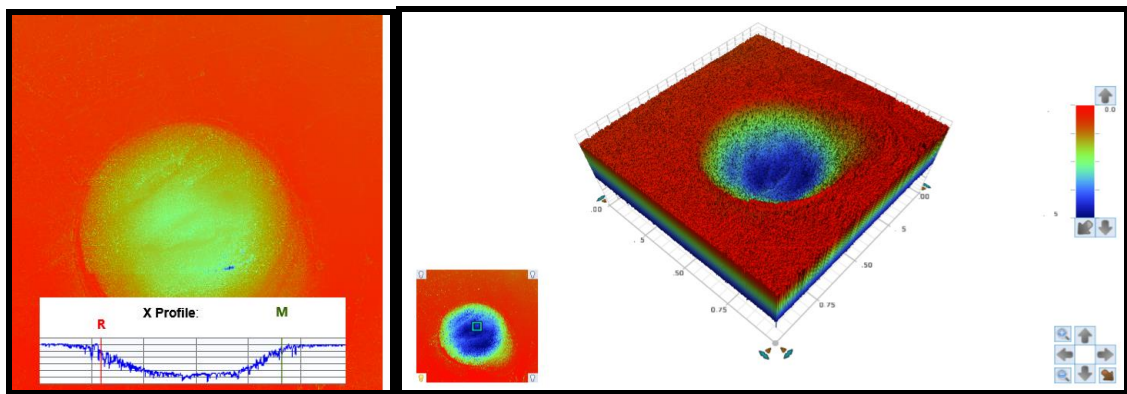
Şekil 4.18. Estelite Flow Quick kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi

Bu çalışmada, test edilen kompozit malzemeler arasında 120.000 two-body aşınma testi sonrasında en fazla aşınma hacim kaybı Estelite Flow Quick yaklaşık $6,3 \text{ (mm}^3 \times 10^{-1})$ olarak ölçülmüştür. Bu sonucun oluşmasına, Şekil 4.18’de Estelite Flow Quick kompozit malzemesinin apsis (X) ekseninde geniş bir aşınma bölgesi meydana gelmesi katkı sağlamıştır. Ayrıca Şekil 4.18 incelendiğinde Estelite Flow Quick kompozit malzemesinde diğer kompozit malzemelerle kıyaslandığında aşınma derinliğinin (wear depth) daha fazla oluştuğu görülecektir. Literatürde, Biçer ve ark kompozit malzemelerinin aşınma direncinin doldurucu boyutundan ziyade doldurucu içeriğinin daha önemli olduğunu rapor etmişlerdir (Bicer *et al.* 2015). Estelite Flow Quick kompozit malzemesinin TEGDMA organik matris yapısına sahip olması bu kompozit malzemesini daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olmasına katkı sağladığı söylenebilir. Ayrıca, şekil 4.18 incelendiğinde Estelite Flow Quick kompozit malzemesinde oldukça homojen bir aşınma bölgesinin oluştuğu görülecektir. Bu durumun sebebi kompozit malzemenin içerdiği nano boyuttaki parçacıkların etkisi olduğu düşünülmüştür. Literatürdeki çalışmalarda, kompozit malzemede parçacık boyutunu küçülmesi ile daha iyi düzeyde aşınma dirençlerinin elde edileceğini rapor etmişlerdir (Jorgensen and Asmussen 1978; Bicer *et al.* 2015). Ayrıca Bicer ve ark. kompozit malzemede parçacıklar arasındaki boşlukların hem doldurucu boyutunun küçültülmesi hem de doldurucu hacminin artırılması ile azalabileceğini rapor etmişlerdir (Bicer *et al.* 2015).



Şekil 4.19. G-aenial kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi

Bu çalışmada G-aenial kompozit malzemesi 120.000 two-body aşınma testinden sonra yaklaşık $(3,4 \text{ mm}^3 \times 10^{-1})$ bir hacim kaybı göstermiştir. Bu sonuç Estelite Flow Quick, Clearfil ve Quadrant Universal kompozit malzemeleri ile kıyaslandığında daha düşük değer olduğu görülecektir. Ayrıca Şekil 4.19 incelendiğinde G-aenial kompozit malzemesinin homojen olmayan bir aşınma bölgesi gösterdiği görülecektir. Bu durumun sebebi G-aenial kompozit malzemesini matris içyapısındaki pre-polymerized organik doldurucunun neden olduğu söylenebilir. Literatürde, pre-polymerized organik doldurucu yapısı ve UDMA matris yapısı içeren Solidex kompozit malzemesinin içerdiği bu yapılardan dolayı Grandio ve Charisma kompozit malzemelerinden daha yüksek aşınma hacim kaybı gösterdiği rapor edilmiştir (Bicer *et al.* 2015). Kompozit malzemelerin aşınma direnci kompozitin içerdiği molekül yapısı ve matris birleşimi gibi mikro yapısı tarafından değişebilmektedir (Tanoue *et al.* 2000; Yap 2002). Literatürde, Bicer ve ark. Solidex ve Dialog kompozit malzemelerinin “A diglycidylether dimethacrylate (Bis-GMA)” ve “urethane dimethacrylate (UDMA)” yapılarını içermelerinden dolayı yüksek aşınma hacim kaybı gösterdiklerini rapor etmişlerdir (Bicer *et al.* 2015). Bu çalışmada da G-aenial kompozit malzemesinin “urethane dimethacrylate (UDMA)” ve pre-polymerized organik doldurucu yapısı içermesinden dolayı yüksek aşınma hacim kaybı gösterdiği düşünülmüştür.



Şekil 4.20. Grandio kompozit malzemesinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu aşınma hacim kaybı gösterimi

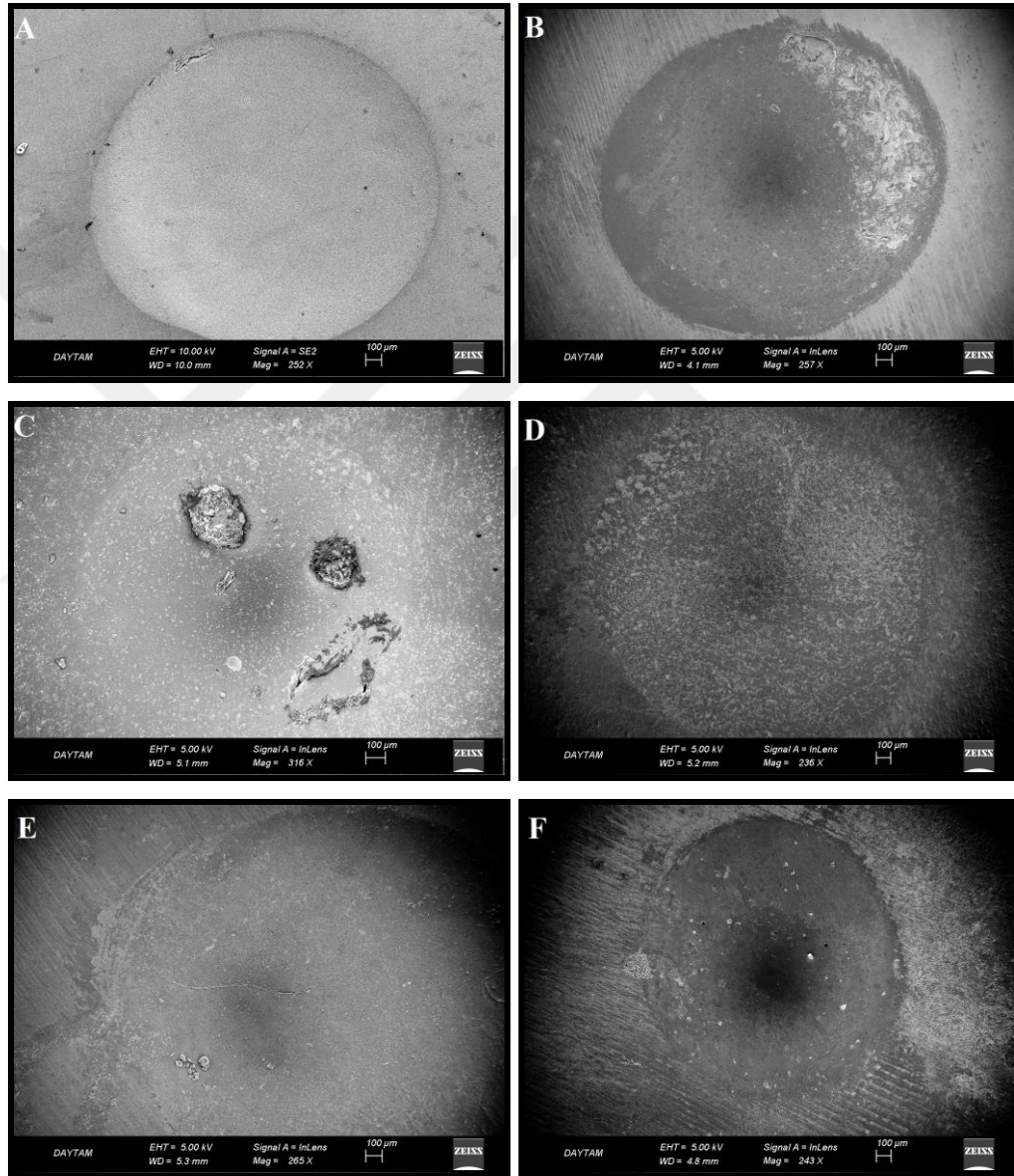
Bu çalışmada, test edilen kompozit malzemeler arasında 120.000 two-body aşınma testi sonrasında Grandio kompozit malzemesi en düşük hacim kaybı yaklaşık $2,7 (\text{mm}^3 \times 10^{-1})$

¹⁾ değeri göstermiştir. Bu sonuç, özellikle Filtek Bulk-Fill kompozit malzemesinin aşınma hacim kaybı değerine oldukça yakın bir noktada olduğu görülecektir (Çizelge 2). Şekil 4.20 incelendiğinde Grandio kompozit malzemesinin homojen olmayan bir aşınma bölgesine sahip olduğu görülecektir. Bu durumun Grandio kompozit malzemesinin içerdiği Ba-Al-B-Si glass parçacıklarından kaynaklandığı düşünülmüştür. Çünkü özellikle şekil 4.20 incelendiğinde apsis (X) ekseninde aşınma sırasında kompozit malzemeden bazı parçacıkların kopması görülmektedir. Ayrıca bu durumun bir diğer sebebi Grandio kompozit malzemesinin içerdiği “triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)” organik yapısının malzeme yüzeyindeki bozulmaları etkilediği düşünülmüştür. Literatürde, kompozit malzemedeki aşınmanın kompozitin yüzey sertliği, geometrisi, aşındırıcı ortam, uygulanan dikey kuvvet miktarı ve yatay hareket miktarının etkilediği rapor edilmiştir (Mair *et al.* 1996). Kompozit malzemelerin doldurucu parçacıkları kompozitin sahip olduğu yüzey sertliği ve aşınma direnci üzerinde önemli rol oynamaktadır (Hahnel *et al.* 2011). McCabe ve Wassell kompozit malzemenin içerdiği silan doldurucuların kompozitin sertliğini artırdığını rapor etmişlerdir (McCabe and Wassell 1999). Bu çalışmada test edilen Grandio kompozit malzemesinin SiO₂ doldurucu yapısını içermesi bu kompozitin yüzey setliğinin yaklaşık 103 Vicker’s Hardness olmasında önemli rol oynamıştır. Condon ve Ferracane, doldurucu maddesi hacminin aşınma direnci üzerindeki etkisinin doğrusal bir ilişki olduğunu vurgulamıştır (Condon and Ferracane 1996). Literatürde diğer yazarlarda bu değerlendirmeyi yüksek doldurucu maddesi hacimlerinin mikro yapıda matrisin partikülleri tarafından korunmayan reçinenin daha az yer kaplaması nedeniyle aşınma oranlarını düşürdüğü rapor ederek desteklemiştir (Heintze *et al.* 2007; Manhart *et al.* 2000). Bu çalışmada test edilen kompozit malzemeler arasında doldurucu hacmi ve aşınma direnci arasında doğrusal bir ilişki bulunamamıştır. Çünkü Bulk-Fill kompozit malzemesinin yaklaşık %42 doldurucu hacmine sahip olmasına rağmen doldurucu hacmi %65 olan G-aenial kompozitin, %64 Charisma, %60 Quadrant Universal kompozit malzemelerinden daha iyi aşınma direnci göstermiştir. Hahnel S ve ark. 14 kompozit malzeme için uyguladıkları two-body aşınma testinde kompozit malzemeni doldurucu hacmi ve aşınma direnci arasında doğrusal bir ilişki bulamadıklarını rapor etmişlerdir (Hahnel *et al.* 2011). Ayrıca Cao L ve ark. 5 farklı kompozit malzemeye uyguladıkları aşınma testinden sonra aşınma direnci ve kompozit malzemenin sahip

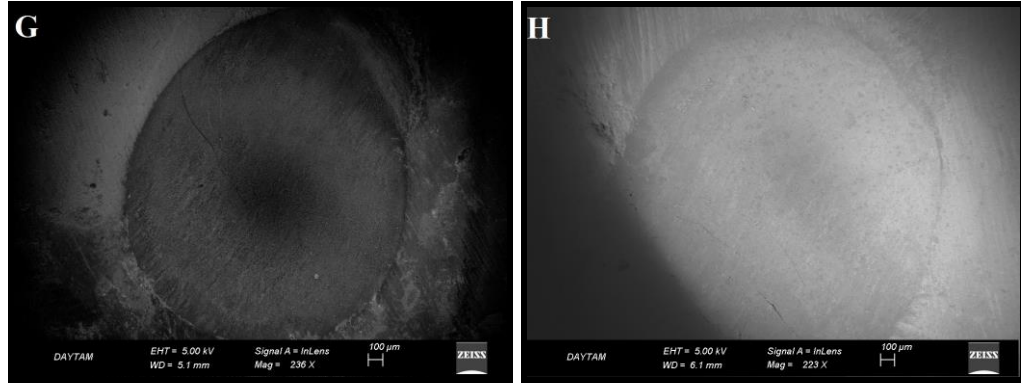
olduğu sertlik arasındaki ilişkinin önemsiz olduğunu rapor etmişlerdir (Cao *et al.* 2013).

Klinik olarak ağız içi tribolojide bir kompozit malzemenin aşınma direncinin insan dişi ile benzer olması istenir (Cao *et al.* 2013). Klinik çalışmalarda (in vivo deneylerde) direkt temas aşınma mekanizmalarında gerçekleşen aşınma oranı öğütücü dişlerde yaklaşık 29 μm ve kesici dişlerde 15 μm olarak rapor edilmiştir (Lambrechts *et al.* 1989). Literatürde bir diğer klinik çalışmada 4 farklı kompozit malzemedeki 17 yıllık aşınma oranının yaklaşık 264 μm olduğu ve bu oranın %75'nin ilk 5 yıl içerisinde gerçekleştiği rapor edilmiştir (Wilder *et al.* 1999) Literatürde bu sonuçlar gösteriyor ki ağız içi tribolojide kompozit malzemelerde oluşan aşınmanın büyük bir bölümü ilk yıllarda gerçekleşmektedir. Bu yüzden bu çalışmada klinik olarak yaklaşık 1 ile 2 yıl arasında bir tedavi sürecine denk gelen 120.000 çiğneme sayısı seçilmiştir. Literatürde, kompozit malzemenin aşınma direncinde kompozit malzemenin sahip olduğu doldurucu içeriğinin doldurucu boyutundan daha önemli olduğu rapor edilmiştir (Bicer *et al.* 2015) Bu çalışmada da test edilen nano-hybrid doldurucu yapısına sahip Grandio ve Quadrant Universal kompozit malzemeleri farklı aşınma davranışları göstermiştir. Kompozit malzemenin içerdiği silica doldurucu yapısının daha hızlı bozunma davranışı gösteren glass filled doldurucu yapısına göre daha tercih edilebilir bir mikro yapı olduğu rapor edilmiştir (Soderholm 1983). Ayrıca, daha ince cam parçacıklarının kaba parçacıklardan daha hızlı eridiği ve dolgu bozunmasını etkileyen daha fazla ara yüz oluşturduğu ileri sürülmüştür (Bicer *et al.* 2015) Literatürdeki bu sonuçların kompozit malzemenin aşınma direncini artırmada doldurucu maddesi parçacıklarının kompozit matrisine eklenmesinin yanı sıra, doldurucu matris etkileşimlerinin daha önemli olduğu vurgulanmaktadır. Bu çalışmada test edilen aynı doldurucu tipine sahip Grandio ve Quadrant Universal kompozit malzemelerinin farklı aşınma davranışları göstermesi bu kompozit malzemelerin doldurucu matris etkileşiminin birbirinden farklı olması ile açıklanabilir. Sonuç olarak, ağız içi tribolojide oluşan aşınma mekanizması oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir. Kompozit malzemenin içeriği, çiğneme kuvvet dağılımı, karşı malzemenin mekanik özelliği, sıcaklık değişimleri, korozyon ortamının varlığı gibi birçok parametre kompozit malzemenin sahip olduğu aşınma direncini etkilemektedir. Literatürde çiğneme simülatörü yerine pin on disk aşınma yöntemi ile gerçekleşen

deney sonuçları ile çiğneme simülatörlerinden elde edilen sonuçlar arasında korelasyon sağlamak oldukça güç bir durumdur. Bu nedenle literatürde, ISO 2001 (ISO, 2001) şartnamesinde belirlenen kabiliyete sahip çiğneme simülatörleri klinik çalışmalara daha elverişli bilgi sağlayacaktır.



Şekil 4.21. (devam)

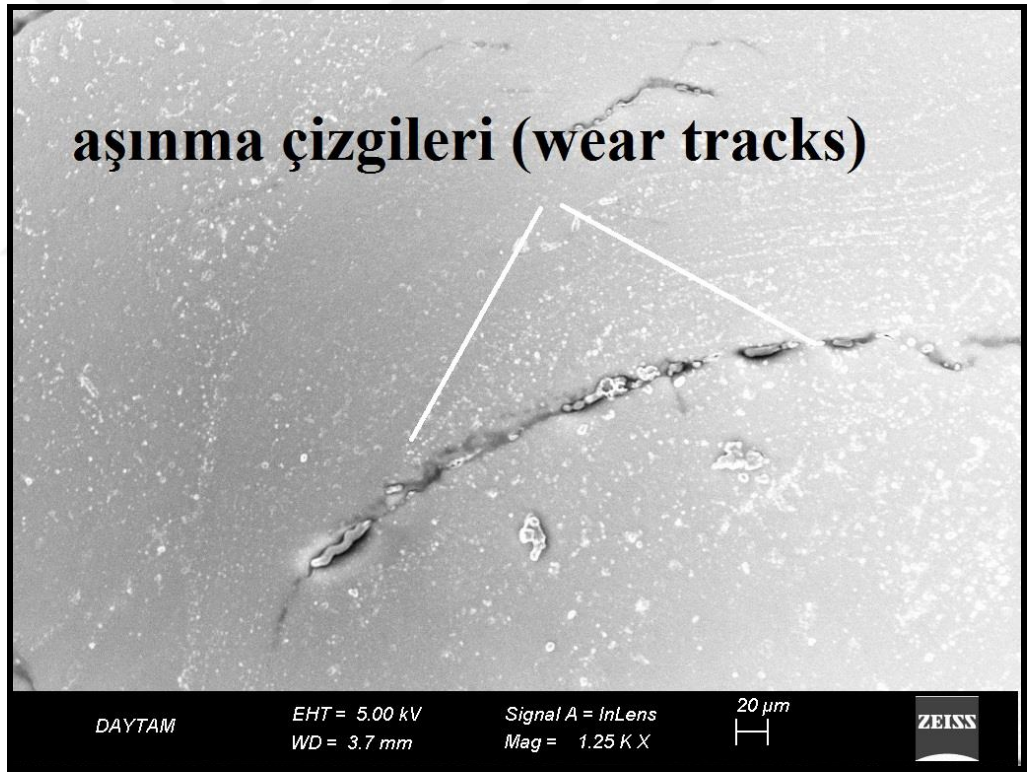


Şekil 4.21. Kompozitlerin three-body aşınma test sonrasındaki oluşan aşınma bölgelerinin gösterimi

(A: Bulk-Fill, B:Ultimate, C: Clearfil, D: Charisma, E: Quadrant, F: Estelite Flow, G: G-aenial ve H: Grandio)

Bu çalışmada, Clearfil ve G-aenial kompozit malzemeleri hariç diğer tüm kompozit malzemeler three-body aşınma test sonrasında daha düşük aşınma hacim kaybı göstermiştir. Three-body aşınma testi sonrasında kompozit malzemelerde oluşan hacim kaybı Clearfil > G-aenial > Quadrant Universal > Estelite Flow > Ultimate > Charisma > Filtek Bulk-Fill > Grandio şeklinde sıralanmıştır. Micro-hybrid doldurucu yapısına sahip G-aenial kompozit malzemesi 120.000 çiğneme döngüsü two-body aşınma testinde yaklaşık $3.4 \text{ (mm}^3 \times 10^{-1})$ hacim kaybı gösterirken aynı kompozit malzeme 120.000 çiğneme döngüsü three-body aşınma testinde yaklaşık $5.9 \text{ (mm}^3 \times 10^{-1})$ hacim kaybı göstermiştir. Bu sonuç, G-aenial kompozit malzemesinin three-body aşınma direncinin two-body aşınma direncine göre daha düşük olması ile açıklanabilir. Literatürde, birçok çalışmada micro-fill doldurucu yapısına sahip kompozit malzemeler iyi derecede two-body aşınma direnci gösterirken micro-hybrid doldurucu yapısına sahip kompozit malzemeler three-body aşınma testinde yüksek oranda hacim kaybı ve çatlakların oluştuğu bir yüzey davranışı gösterdiği rapor edilmiştir (Condon and Ferracane 1997; Hu *et al.* 2002; Yap 2002; Zantner *et al.* 2004; Hahnel *et al.* 2011). Ayrıca micro-fill doldurucu yapısına sahip kompozit malzemenin aşındırıcı ortam içerisindeki aşınma testleri sonrasında büyük oranda hasara uğradığı rapor edilmiştir (Hu *et al.* 2003; Koottathape *et al.* 2012). Bu çalışmada, test edilen micro-hybrid doldurucu yapısına sahip G-aenial kompozit malzemesi three-body aşınma testi sonrasındaki içyapısı şekil 4.22’de gösterilmiştir. Şekil 4.22 incelendiğinde G-aenial

kompozit malzemesinde derin aşınma çizgilerinin oluştuğu ve aşınma yüzeyinin oldukça hasara uğradığı görülmektedir. Three-body aşınma test ortamında kullanılan aşındırıcı ortamdaki poppy seed (haşhaş tohumu) aşınma bölgesinde oluşan derin aşınma çizgilerine katkı sağladığını söylemek mümkündür. Literatürde, micro-fill doldurucu yapısına sahip Durafil kompozit malzemenin three-body aşınma testi sonrasında aşınma yüzeyinde derin aşınma çizgilerinin olduğu ve prepolymer sınırları boyunca çatlakların meydana geldiği rapor edilmiştir (Koottathape *et al.* 2012). Sonuç olarak bu çalışmada test edilen kompozit malzemeler içerisinde G-aenial ve Clearfil kompozit malzemelerinin sahip olduğu three-body aşınma dirençlerinin two-body aşınma dirençlerine kıyasla daha düşük değerler gözlemlenmiştir.



Şekil 4.22. G-aenial kompozit malzemesinin three-body aşınma testi sonrasındaki mikro içyapısının gösterimi

Son zamanlarda nano-fill yapısına sahip kompozit malzemelerin tedavi sürecine girmesi nedeniyle bu doldurucu yapısına sahip kompozit malzemelerin in vitro laboratuvar ortamında hem two-body hem de three-body aşınma testlerinin gerçekleştirilmesi son

derece önem arz etmektedir (Jorgensen *et al.* 1979; Lambrechts *et al.* 1984; Lutz *et al.* 1984; Koottathape *et al.* 2012). Three-body aşınma testinde aşındırıcı ortamın oluşturulmasında doğal yiyecekleri temsil eden poppy seed (haşhaş tohumu) ve sentetik PMMA malzemesi ISO 14569-2,2001 “Wear by two- and/or three-body contact”) teknik şartnamesinde önerildiği rapor edilmiştir (ISO 2001; Koottathape *et al.* 2012). Literatürde, poppy seed (haşhaş tohumu) ve sentetik PMMA malzemelerinin sahip olduğu nano boyuttaki setlik değerleri sırasıyla 0.279 GPa ve 0.226 GPa olarak rapor edilmiştir (Lawson *et al.* 2012). Bu çalışmada üçüncü aşındırıcı ortam olarak poppy seed (haşhaş tohumunun) seçilmesi bu parçacıkların insan vücuduna alınana günlük gıdaları temsil edebilmesidir. Literatürde birçok çalışmada üçüncü aşındırıcı ortam olarak poppy seed (haşhaş tohumu) tercih edilmiştir (Koottathape *et al.* 2012, 2014; Lawson *et al.* 2012). Bu çalışmada kullanılan poppy seed (haşhaş tohumunun) boyutu yaklaşık olarak 0,8 mm – 1,1 mm arasında ölçülmüştür. Literatürde, hafifçe öğütülmüş poppy seed (haşhaş tohumunun) şekli ve büyüklüğü düzensiz ve yüzey pürüzlülüğü 100 µm daha az olduğu rapor edilmiştir (Lawson *et al.* 2012). Ayrıca literatürde, diğer çalışmalarda da üçüncü aşındırıcı ortam olarak sentetik PMMA ortamı kullanılmıştır (Koottathape *et al.* 2012, 2014). Sentetik PMMA parçacık geometrisi ve boyutu poppy seed (haşhaş tohumuna) göre daha düzenli bir yapıya sahiptir. Ancak ağız içi tribolojisi düşünüldüğünde bu ortamın alınan gıdaları tam anlamıyla temsil edemediği görülecektir. Poppy seed (haşhaş tohumuna) sahip olduğu düzensiz yapı ve boyutundan dolayı aşınma sırasında kompozit malzemenin bazı bölgelerine yüksek gerilim uygulandığı göz önünde tutulmuştur. Şekil 4.22 incelendiğinde G-aenial kompozit malzemesin içyapısında oluşan derin aşınma çizgilerinin meydana gelmesi ve düzensiz bir görünüme sahip olmasında poppy seed (haşhaş tohumu) düzensiz yapısının katkı sağladığı düşünülebilir. Literatürde Koottathape ve ark. mikro-fill doldurucu yapısına sahip Durafil kompozit malzemesinin poppy seed (haşhaş tohumuna) aşındırıcı ortam deneylerinde düzensiz bir aşınma bölgesi oluştuğunu rapor etmişlerdir (Koottathape *et al.* 2012). Şekil 4.8 incelendiğinde G-aenial kompozit malzemesi two-body aşınma testlerinde genellikle homojen bir aşınma bölgesi sergilediği görülecektir. Bu durumun sebebi G-aenial kompozit malzemesinin sahip olduğu yüksek elastik deformasyon mekanizmasının olduğunu söylemek mümkündür. Ancak aynı kompozit malzemenin three-body aşınma testlerinde aşınma bölgesinde yüksek deformasyonun meydana

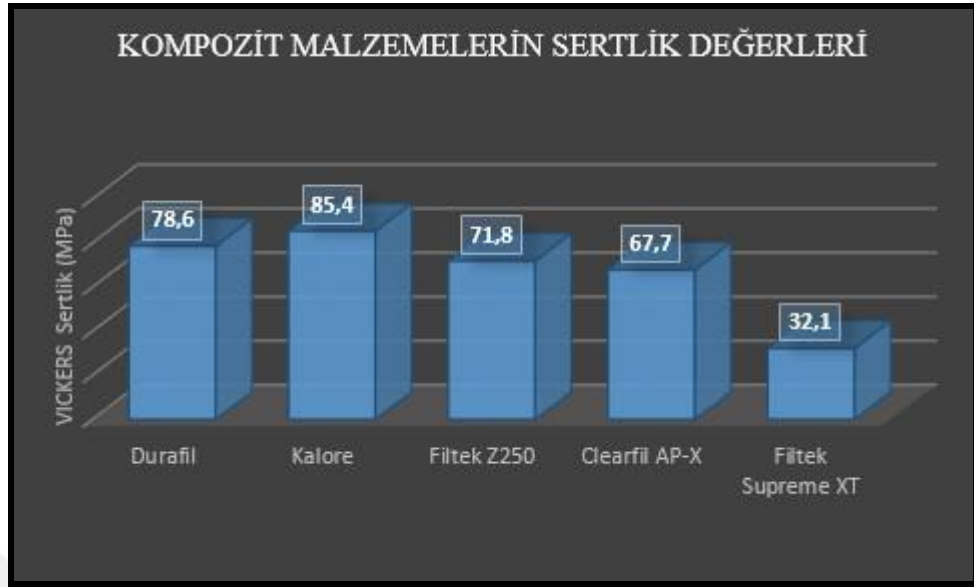
gelmesi ve özellikle şekil 4.22 de aşınma yüzeyinde çatlak ilerleme mekanizmasının oluşması bu kompozit malzemenin aşındırıcı ortamdaki aşınma direncini olumsuz yönde etkilediğini söylemek mümkündür.

4.3. Çiğneme Test Deney Mekanizması 3. Kompozit Restoratif Malzemelerin Farklı Çiğneme Döngü Test Deneylerinin Gerçekleştirilmesi

Doktora çalışmamın bu bölümünde, Durafill, Kalore, Filtek Z250, Clearfil AP-X ve Filtek Supreme kompozit malzemelerin, 3 farklı çiğneme döngü test deneyleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın bu bölümünde three-body çiğneme test mekanizmasında kompozit malzemeler 120.000, 240.000 ve 480.000 çiğneme döngü sayılarında, 1,6 Hz frekansta, 3000 (5°C-55°C sonrasında 37 °C) termal değişim (bekleme süresi 5 dakika) 49N dikey yükleme, 2 mm - 0,7 mm (dikey ve yatay hareket miktarı) çiğneme testlerine maruz bırakılmıştır. Çiğneme test deneylerinde aşındırıcı ortam olarak (third body) yaklaşık 1 mm çapındaki haşhaş tohumları kullanılmıştır. Kompozit malzemelerin çiğneme testi öncesindeki sahip oldukları Vicker's sertlik değeri Çizelge 4.6'da verilmiştir. Ayrıca kompozit malzemelerin çiğneme testleri sonrasındaki yüzey pürüzlülük değerleri ve malzemede oluşan hacim kaybı değerleri Çizelge 4.7'de verilmiştir.

Çizelge 4.6. Kompozit malzemelerin çiğneme testi öncesindeki sertlik değerleri

Kompozit Malzeme	Durafill	Kalore	Filtek Z250	Clearfil AP-X	Filtek Supreme XT
Vicker's Sertlik (MPa)	78,6(3,6)	85,4(2,8)	71,8(1,9)	67,7(7,2)	32,1(2,7)



Şekil 4.23. Kompozit malzemelerin çigneme testi öncesindeki sertlik değerlerinin gösterimi

Çizelge 4.7. Kompozit malzemelerin çigneme testi sonrasındaki yüzey pürüzlülük ve aşınma hacim kaybı değerlerinin gösterimi

	Kompozit Malzeme	Durafil	Kalore	Filtek Z250	Clearfil AP-X	Filtek Supreme XT
120.000 çigneme testi	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	0,17 (0,07)	0,13 (0,03)	0,08 (0,02)	0,15 (0,04)	0,12 (0,05)
	Aşınma Hacim Kaybı (mm ³)	1,17 (0,18)	0,80 (0,09)	0,25 (0,07)	0,40 (0,04)	0,28 (0,09)
240.000 çigneme testi	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	0,23 (0,11)	0,18 (0,09)	0,15 (0,07)	0,22 (0,09)	0,19 (0,11)
	Aşınma Hacim Kaybı (mm ³)	1,85 (0,22)	1,13 (0,15)	0,38 (0,16)	0,75 (0,20)	0,51 (0,08)
480.000 çigneme testi	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	0,39 (0,13)	0,25 (0,11)	0,22 (0,11)	0,34 (0,16)	0,28 (0,16)
	Aşınma Hacim Kaybı (mm ³)	2,63 (0,25)	1,47 (0,20)	0,51 (0,14)	1,17 (0,18)	0,74 (0,11)

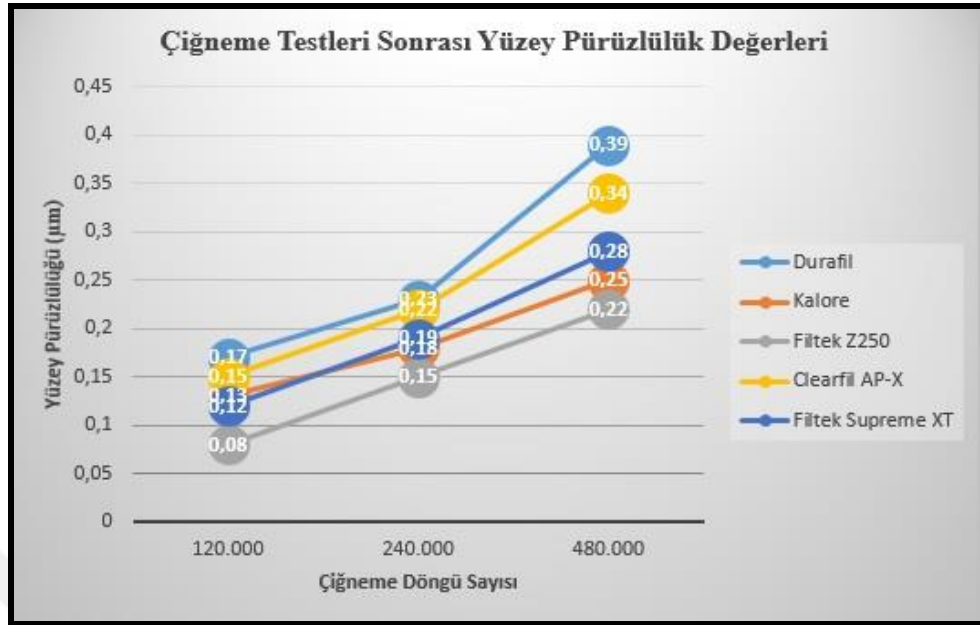
Çizelge 4.8. Kompozit malzemelerin farklı çiğneme test sonuçlarının istatistiksel analiz değerlerinin gösterimi

Factor	DF	Sum of squares	Mean squares	F ratio	Probability
Composite Mat.	5	3.78	0.43	6.72	<0.0005
Condition	3	14.82	6.74	97.68	<0.0005
Composite X Cond.	15	44.01	3.78	49.85	<0.0005
Error	90	6.13	0.08		
C. Total	113	57.68			

Bu çalışmada farklı çevrim sayılarındaki çiğneme testleri öncesinde kompozit malzemelerin sahip olduğu Vicker's sertlik değeri sırasıyla Kalore (85,4) > Durafill (78,6) > Filtek Z250 (71,8) > Clearfil AP-X (67,7) > Filtek Supreme (32,1) şeklinde sıralanmıştır. Ayrıca test edilen kompozit malzemelerin doldurucu hacmi %60 ile %70 arasında değişiklik göstermiştir. En fazla doldurucu hacmine %70 ile Clearfil AP-X kompozit malzemesi sahip iken en düşük doldurucu hacmine %60 değerine sahip Filtek Supreme ve Filtek Z250 kompozit malzemeleri sahip olmuştur.



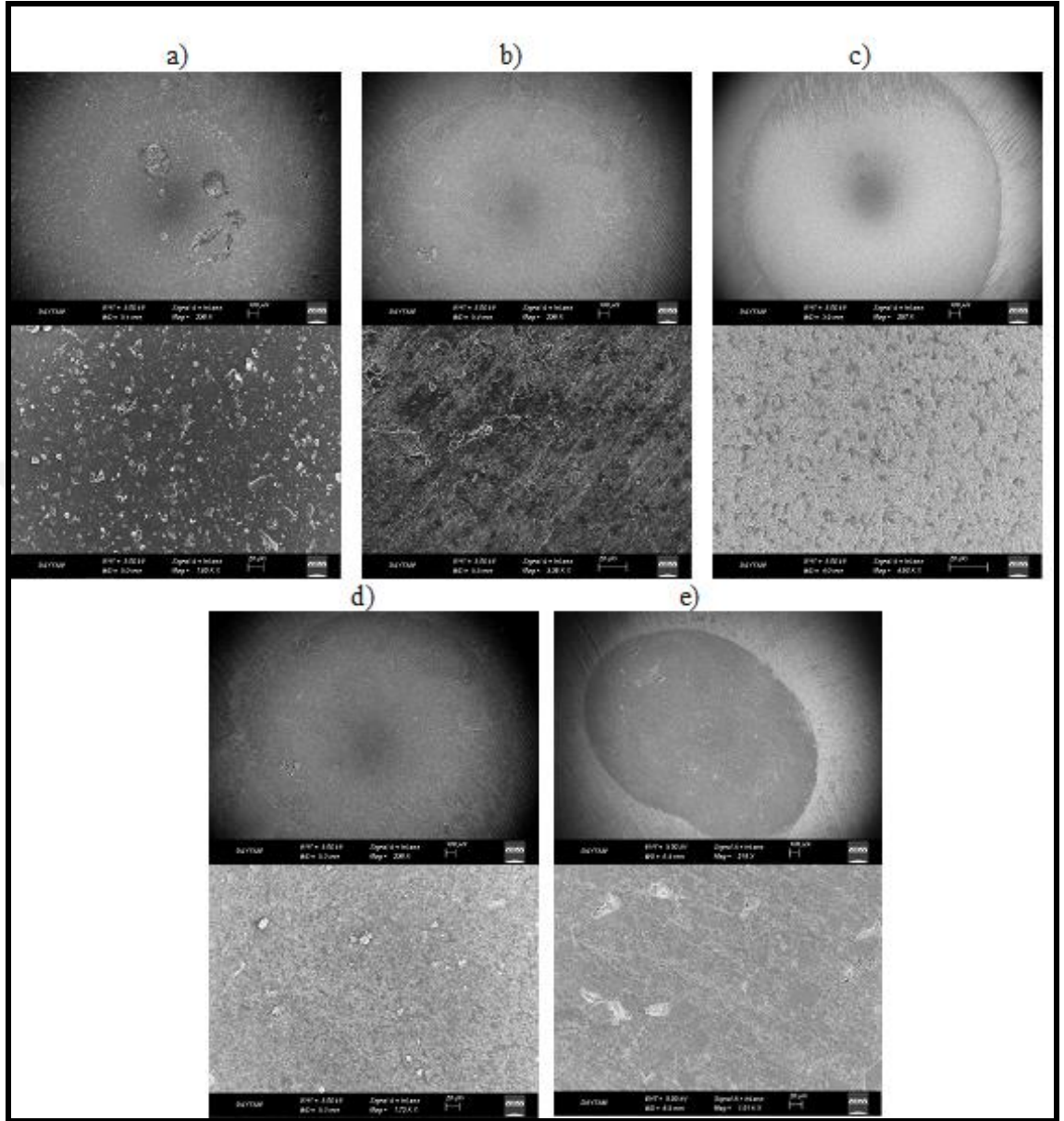
Şekil 4.24. Farklı çiğneme döngü sayıları sonrasında kompozit malzemelerde oluşan ortalama hacim kaybının gösterimi



Şekil 4.25. Farklı çiğneme döngü sayıları sonrasında kompozit malzemelerde oluşan yüzey pürüzlülük değerlerinin gösterimi

Bu çalışmada three-body aşınma test mekanizmasında artan çiğneme döngü sayısı ile test edilen tüm kompozit malzemelerin yüzey pürüzlülüğü ve aşınma hacim kaybı değerleri artış göstermiştir. Ancak kompozit malzemelerde meydana gelen aşınma hacim kaybı ve çiğneme döngü sayısı arasında doğrusal bir ilişki bulunmamaktadır. Bu çalışmada 480.000 çiğneme testi sonrasında kompozit malzemelerde oluşan aşınma hacim kaybı sırasıyla Durafill (2,63) > Kalore (1,47) > Clearfil AP-X (1,17) > Filtek Supreme (0,74) > Filtek Z250 (0,51) şeklinde sıralanmıştır. Literatürde, Koottepe ve ark micro-fill doldurucu yapısına sahip Durafill kompozit malzemesinin poppy seed (haşhaş tohumu) aşındırıcı ortamında meydana gelen hacim kaybının Clearfil AP-X kompozit malzemesine göre daha yüksek bir değer gösterdiğini rapor etmişlerdir (Koottathape *et al.* 2012). Bu çalışmada Durafill kompozit malzemesi özellikle 240.000 çiğneme testinden sonra aşınma hacim kaybı daha da artan bir eğim göstermiştir. Bu durumun sebebi Durafill kompozit malzemesinin derin aşınma çizgilerinin oluşması ve kompozit malzemeden daha kolay parçacık kopması olarak düşünülmüştür. Bu çalışmada, micro-hybrid doldurucu yapısına sahip Filtek Z250 kompozit malzemesi tüm çiğneme testlerinde en yüksek aşınma direnci göstermiştir. Filtek Z250 kompozit malzemesini yüksek aşınma direncine sahip olmasında içerdiği SiO_2 ve ZrO_2 doldurucu

parçacıklarının katkısı olduğu düşünülmektedir. Literatürde micro-hybrid doldurucu yapısına sahip Filtek Z250 kompozit malzemesinin poppy seed (haşhaş tohumu) aşındırıcı ortamın kullanıldığı three-body aşınma testlerinde Durafill ve Clearfil AP-X kompozit malzemesine göre daha düşük aşınma hacim kaybı gösterdiğini rapor etmişlerdir (Koottathape *et al.* 2012, 2014). Şekil 4.25 te bu çalışmada test edilen tüm kompozit malzemelerin çigneme test döngü sayısı arttıkça yüzey pürüzlülüklerin farklı oranlarda artış gözlemlenmiştir. Özellikle micro-hybrid dolduruculu Durafill kompozit malzemesi 240.000 çigneme testinden sonra artan bir yüzey pürüzlülüğü eğimi göstermiştir. Bu durum Durafill kompozit malzemesinin daha fazla aşınma hacim kaybı göstermesine katkıda bulunmuştur. 240.000 çigneme döngü sayısından sonra yüzey pürüzlülüğün artış eğilim gösteren bir diğer kompozit malzemede Clearfil AP-X olmuştur. Bu artış eğiliminde her iki kompozit malzemenin içerdiği TEGDMA organik matris yapısının etkili olduğunu söylemek mümkündür. Ayrıca 480.000 çigneme döngü testi sonrasında Durafill kompozit malzemesinin 100 µm ölçeğindeki SEM görüntüsü (Şekil 4.26 (e)) incelendiğinde bu kompozit malzemede homojen bir aşınma bölgesi oluşmadığı görülecektir. Durafill kompozit malzemesinde homojen olmayan aşınma bölgesinin ortaya çıkmasında artan yüzey pürüzlülük değerleri ve kompozit malzeme aşınma yüzeyinden kopan parçacıklar olduğu düşünülmüştür. Durafill kompozit malzemesinde aşınma yüzeyinden kopan parçacıklar 20 µm ölçeğindeki SEM görüntüsü (Şekil 4.26 (e)) incelendiğinde görülecektir. Bu durum Durafill kompozit malzemenin diğer kompozit malzemelere kıyasla tüm çigneme test döngü deneylerinde daha fazla aşınma hacim kaybetmesine sebep olmuştur. Aynı test grubunda Filtek Z250 kompozit malzemesinin 480.000 çigneme test sonrasındaki 100µm ölçeğindeki SEM görüntüsü (Şekil 4.26 (b)) incelendiğinde diğer kompozit malzemelere göre çok belirgin olmayan homojen bir aşınma bölgesi oluştuğu görülecektir. Bu durum çigneme test deneylerinde artan yüzey pürüzlülük değerinin kompozit malzemenin daha fazla hacim kaybına uğraması varsayımını destekler nitelikte olmuştur.



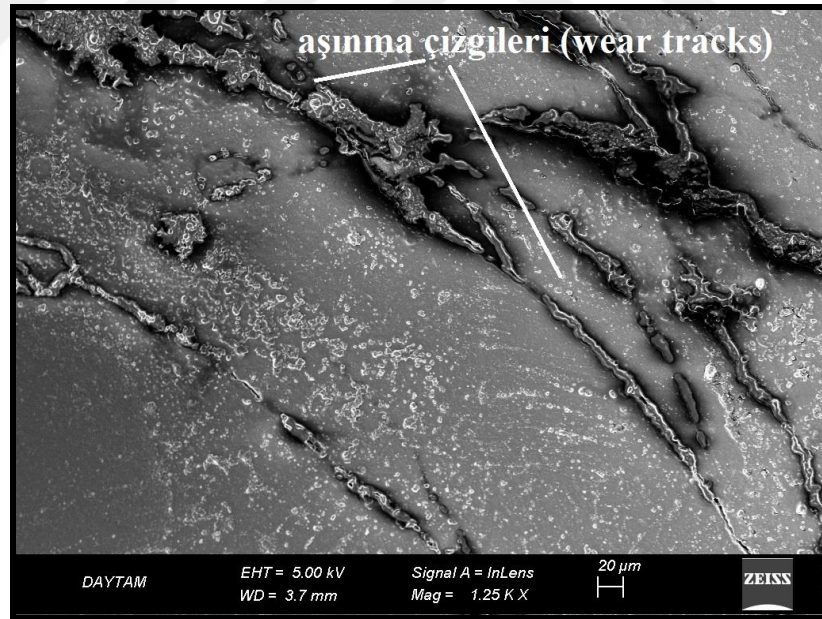
Şekil 4.26. Kompozit malzemelerin 480.000 çiğneme test sonrasındaki aşınma bölgeleri ve içyapılarının gösterimi
(a: Clearfil AP-X, b:Filtek Z250, c:Kalore, d:Filtek Supreme XT ve e: Durafill, sırasıyla 100µm, 20µm ölçeğinde)

Şekil 4.26 incelendiğinde Durafill kompozit malzemesinin 480.000 çiğneme test sonrasındaki aşınma bölgesinin diğer kompozit malzemelere göre daha belirgin olduğu görülecektir. Durafill kompozit malzemesinde oluşan bu belirgin aşınma bölgesi bu kompozit malzemenin diğer kompozit malzemelere göre daha fazla hacim kaybetmesine neden olduğunu söylemek mümkündür.

Filtek Z250 kompozit malzemesi 480.000 iğneneme test deneyleri sonrasında genel olarak pürüzsüz bir aşınma bölgesi göstermiştir. Bu durumun oluşmasında Filtek Z250 kompozit malzemesinin içerdiği UDMA monomer yapısının katkısının olduğunu söylemek mümkündür. Literatürde, UDMA monomer yapısının Bis-GMA monomer yapısına göre daha yüksek elastik davranış gösterdiği rapor edilmiştir (Bicer *et al.* 2015). Filtek Z250 kompozit malzemesinin UDMA monomer yapısının yüksek elastik kabiliyeti çiğneme sırasında meydana gelen düşey yükleme kuvvetini sönümleme görevinde bulunmuştur. Bu durum Filtek Z250 kompozit malzemesinin matris bozulmasını yavaşlatmış ve böylelikle aşınma hacim kaybında azalmalar meydana gelmiştir.

Çalışmada, Clearfil AP-X kompozit malzemesinde 480.000 çiğneme test deneyleri sonrasında homojen olmayan bir aşınma bölgesi oluşmuş ve yaklaşık 1.17 mm³ aşınma hacim kaybı meydana gelmiştir. Bu değer Filtek Supreme ve Filtek Z250 kompozit malzemelerine göre yüksek bir değer iken Durafill ve Kalore kompozit malzemelerine göre düşük bir değer olarak ölçülmüştür. Clearfil AP-X kompozit malzemesinin monomer yapısına baktığımızda TEGDMA yapısının olması Clearfil AP-X kompozit malzemesinin yüksek yüzey pürüzlülük değerine sahip olmasına katkıda bulunmuştur. Ayrıca Clearfil AP-X kompozit malzemesinin doldurucu yapısında baryum cam (Ba-glass) parçacıklarına sahip olması Clearfil AP-X kompozit malzemesinin homojen olmayan bir aşınma bölgesi oluşturmaya katkıda bulunduğu söylenebilir. Çünkü baryum cam parçacıkları yapısı kompozit malzemenin yüzeyinde aşınma sırasında yüzeyde yüksek deformasyonlara yol açmakta ve kompozitin tüm yüzey boyunca eşit oranda hacim kaybetmesini engellemektedir. Şekil 4.26 Clearfil AP-X kompozit malzemesinin 100 µm ölçeğindeki SEM görüntüsü incelendiğinde özellikle düşey yüklemenin olduğu aşınma bölgesinde bazı parçacıkların kompozit yüzeyinden ayrıldığı görülecektir. Bu durum, Clearfil AP-X kompozit malzemenin homojen bir aşınma bölgesi oluşturmaya engellemenekte ve kompozit malzemenin çiğneme testi sırasında daha fazla parçacık kaybetmesine neden olmuştur. Çizelge 3.2 incelendiğinde Clearfil AP-X kompozit malzemesinin büyük taneli bir doldurucu yapısına sahip olduğu görülecektir. Literatürde, bu yapının kompozit malzemenin yüzey pürüzlülüğünü

artırdığı rapor edilmiştir (Koottathape *et al.* 2012). Bu çalışmada test edilen kompozit malzemeler içerisinde Durafill kompozit malzemesi tüm çığneme test deneylerinde en fazla hacim kaybına uğrayan kompozit malzeme olmuştur. Bu durumun oluşmasında Durafill kompozit malzemesinin monomer yapısı ve doldurucu yapısı etkili olduğu söylenebilir. Literatürde çalışmalarda, micro-fill doldurucu Durafill kompozit malzemelerin poppy seed (haşhaş tohumu) aşındırıcı ortamındaki three-body test deneylerinde düşük aşınma direnci sergilediği rapor edilmiştir (Koottathape *et al.* 2012, 2014). Bu çalışmada artan çığneme test sayısı ile Durafill kompozit malzemesinde oluşan aşınma çizgileri derinleşmiş ve yüksek plastik deformasyonların meydana geldiği gözlemlenmiş ve benzer olarak literatürde birçok çalışmalarda da bu durum rapor edilmiştir (Chadwick *et al.* 1990; Yap *et al.* 2000; Hu *et al.* 2002; Koottathape *et al.* 2012). Şekil 4.27 de Durafill kompozit malzemesinin 480.000 çığneme test sonrasındaki içyapısını gösterilmiştir.



Şekil 4.27. Durafill kompozit malzemesinin 480.000 çığneme test sonrasındaki içyapısının gösterimi

Şekil 4.27 incelendiğinde tekrarlı yüklemelerden dolayı meydana gelmiş yorulma tipi çatlaklar gözlemlenmektedir. Bu durum Durafill kompozit malzemesinin içerdiği prepolymer doldurucu yapısının matris yapısını çevreleyen yapıları zayıflatması olarak

yorumlanmıştır. Literatürde benzer olarak birçok çalışmada, Durafill kompozit malzemesinde yorulma tipi çatlakların görüldüğü ve bu durumun prepolymer parçacıklarının matris yapısını zayıflatması şeklinde rapor edilmiştir (Condon and Ferracane 1997; Hu *et al.* 2002). Bu çalışmada, nano-hybrid doldurucu yapısına sahip Kalore kompozit malzemesi 480.000 çiğneme test deneyleri sonrasında genel olarak homojen bir aşınma bölgesi göstermiştir. Kalore kompozit malzemesi 480.000 çiğneme test deneyleri sonrasında yaklaşık olarak $1,47 \text{ mm}^3$ aşınma hacim kaybına uğramıştır. Bu değer bu çalışmada test edilen kompozit malzemeler arasında sadece Durafill kompozit malzemesinin hacim kaybı değerinden daha düşük bir değer olarak tespit edilmiştir. Kalore kompozit malzemesi 480.000 çiğneme test deneyleri sonrasında $0,25 \mu\text{m}$ yüzey pürüzlülük değerine sahip olmuştur. Bu değer diğer kompozit malzemeler göre düşük bir değer olarak ölçülmüştür. Bu durumun Kalore kompozit malzemesinin TEGDMA organik matris yapısı içermemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Literatürde Koottathape ve ark. Kalore kompozit malzemesinin poppy seed (haşhaş tohumu) aşındırıcı ortamındaki three-body aşınma testlerindeki aşınma dirençlerinin two-body aşınma dirençlerine göre daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir (Koottathape *et al.* 2014). Sonuç olarak, bu çalışmada test edilen malzemeler arasında nano-hybrid doldurucu yapısına sahip Kalore kompozit malzemesinin çiğneme testleri sonrasında düşük yüzey pürüzlülük değerleri göstermesine rağmen 480.000 çiğneme test deneyleri sonrasında yüksek hacim kaybına uğrayan kompozit malzeme olmuştur. Bu çalışmada test edilen kompozit malzemeler arasında nano-fill doldurucu yapısına sahip Filtek Supreme kompozit malzemesi 480.000 çiğneme test deneyleri sonrasında $0,74 \text{ mm}^3$ aşınma hacim kaybı ile Filtek Z250 kompozit malzemesinden sonra en az hacim kaybeden kompozit malzeme olmuştur. Bu durumun oluşmasında Filtek Supreme kompozit malzemesinin nano boyutta doldurucu içeriğine sahip olmasının katkısının olduğu düşünülmüştür. Ayrıca tüm çiğneme test deneylerinden sonra Filtek Supreme kompozit malzemesi 120.000, 240.000 ve 480.000 çiğneme test deneylerinde sırasıyla $0,12 \mu\text{m}$, $0,19 \mu\text{m}$ ve $0,28 \mu\text{m}$ gibi düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olmuştur. Filtek Supreme kompozit malzemesinin düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olması çiğneme test deneyleri sonrasında daha az hacim kaybına uğramasına katkı sağladığı söylenilebilir. Şekil 4.26 incelendiğinde Filtek Supreme kompozit malzemesinin 480.000 çiğneme test deneyleri sonrasında genel olarak homojen bir

aşınma bölgesine sahip olduğu görülecektir. Bu durumun oluşmasında Filtek Supreme kompozit malzemesinin doldurucu yapısında içerdiği 20 nm boyutundaki SiO₂ parçacıklarının katkısının olduğunu söylemek mümkündür. Çünkü kompozit malzemelerde aşınma direncinin yükseltilebilmesi için izlenen yöntemlerden biri doldurucu parçacık boyutlarını azaltmak ve doldurucu hacmini artırmak üzerine yoğunlaşmıştır. Tabi ki kompozit malzemede malzemenin sahip olduğu bir özelliği geliştirirken farklı bir özelliği zayıflatılabilmektedir. Bu durumdan dolayı kompozit malzemelerde optimum nokta bulunmaya çalışılmaktadır. Bir örnek vermek gerekirse; TEGDMA organik matris yapısı kompozit malzemeye hafiflik özelliği katıyor ve durum klinik olarak istenen bir estetik özelliktir. Ancak TEGDMA organik matris yapısının kompozit malzemenin daha yüksek yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olmasına neden olduğu bu çalışmada gözlemlenmiştir ve bu durum literatürdeki çalışmalarda rapor edilmiştir (Dos Santos *et al.* 2015; Yilmaz and Sadeler 2016, 2017).

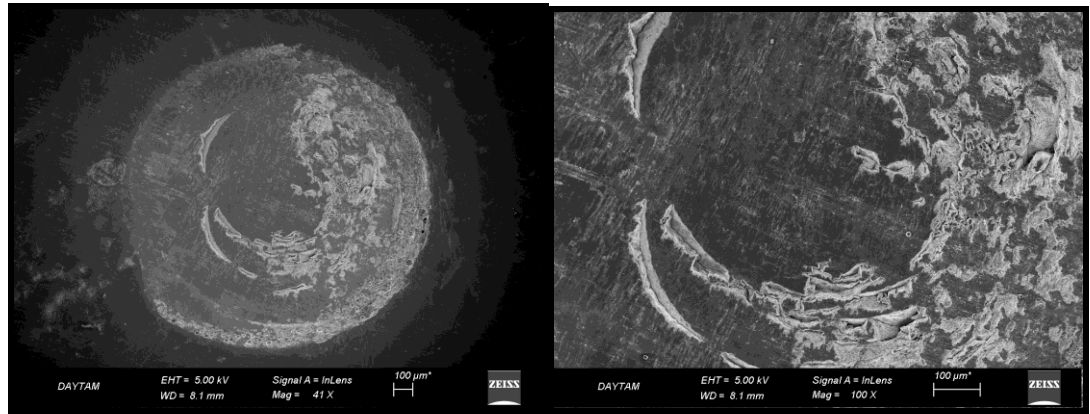
4.4. Çiğneme Test Deney Mekanizması-4 Seramik Malzemelerin Çiğneme Döngü Test Deneylelerinin Gerçekleştirilmesi

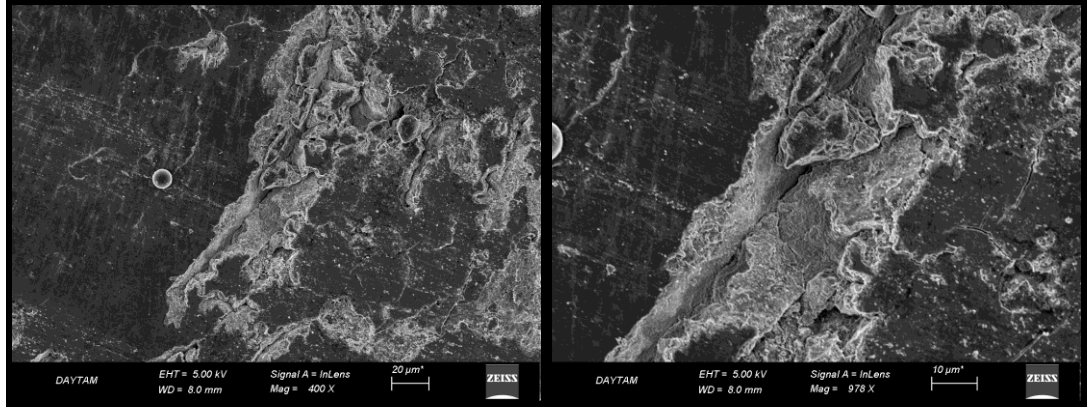
Çalışmanın bu bölümünde, kuron yapımında kullanılan IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD lityum disilikat seramik malzemelerinin direkt temas aşınması testleri gerçekleştirilmiştir. Bu test kapsamında çiğneme simülatörü 1,2 Hz mekanik yükleme frekansı, 50N dikey yükleme, 2 mm-1 mm (dikey ve yatay hareket miktarı) 120.000 çiğneme döngü sayısı 37°C sabit sıcaklıkta çiğneme testi yapabilecek şekilde programlanmıştır. Çizelge 4.9'da IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramik malzemelerin çiğneme testi öncesinde sahip oldukları sertlik, yüzey pürüzlülük değerleri ve çiğneme testi sonrasındaki aşınma hacim kaybı değerleri verilmiştir.

Çizelge 4.9. Seramik malzemelerin mekanik özelliklerinin gösterimi

	Seramik Malzeme	IPS Empress CAD	IPS e.max CAD
20.000 çigneme testi	Vicker's Sertlik (MPa)	6200 (üretici bilgisi)	5800 (üretici bilgisi)
	Yüzey Pürüzlülüğü (μm)	0,43 (0,23)	0,47 (0,19)
	Aşınma Hacim Kaybı (mm^3)	0,38 (0,17)	0,43 (0,14)

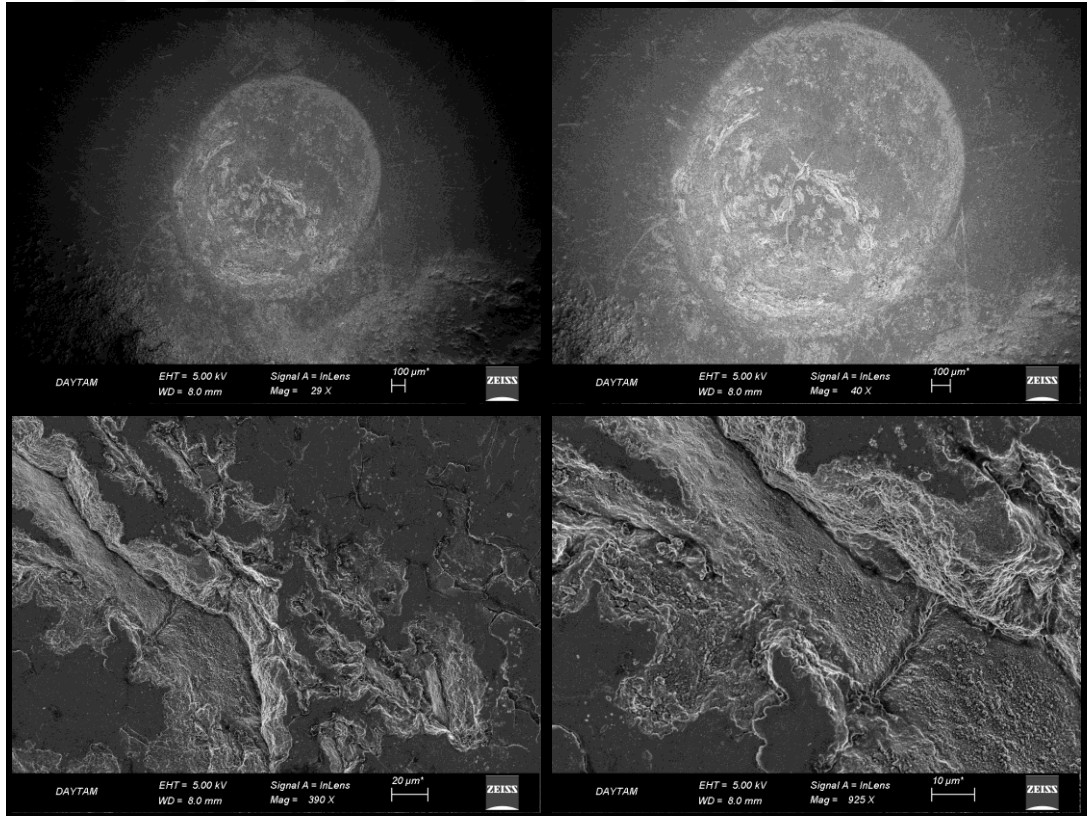
Seramik malzemeler 120.000 direkt temas aşınma (two-body wear) çigneme mekanizması sonrasında benzer aşınma davranışları göstermişlerdir. IPS Empress CAD seramik malzemesi IPS e.max CAD seramik malzemesine göre daha sert bir yapıya sahiptir. IPS Empress CAD seramik malzemesinin daha sert bir yapıya sahip olması çigneme test deneyleri sonrasında daha az hacim kaybına uğramasına katkı sağlamıştır. Şekil 4.28'da IPS Empress CAD seramik malzemesinin çigneme sırasında meydana gelen ısıрма kuvvetinin (düşey yükleme) oluşturduğu temas etki aşınması (impact wear) görülmektedir.

**Şekil 4.28.** (devam)



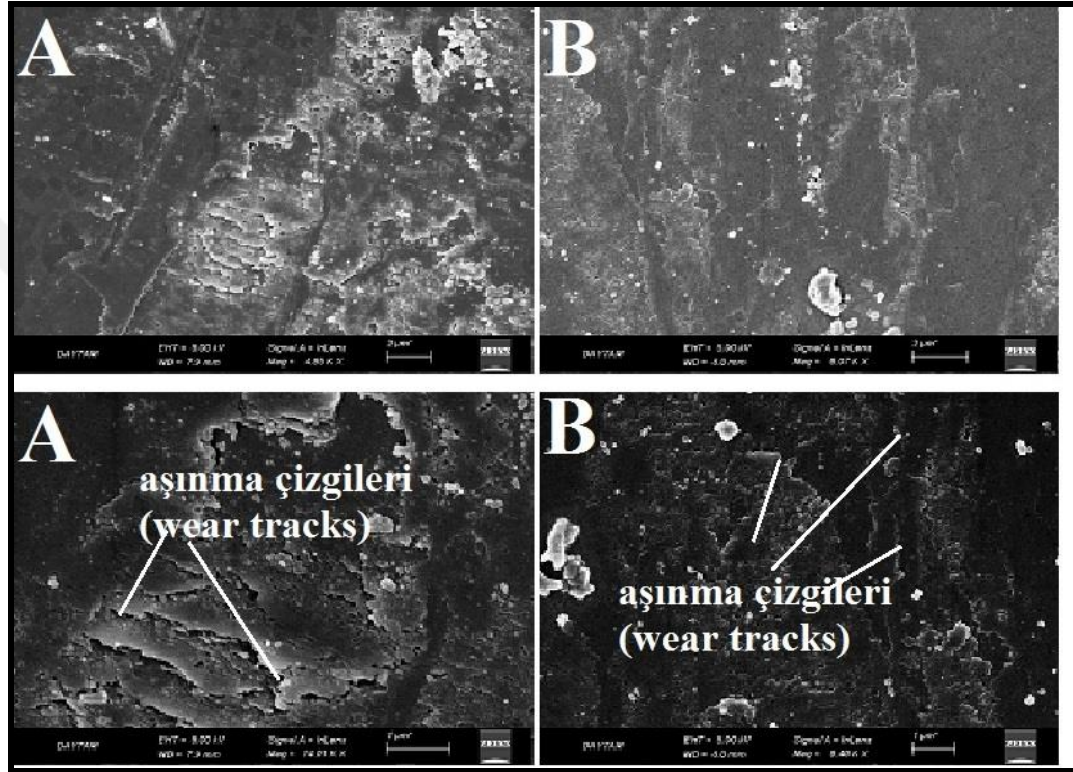
Şekil 4.28. IPS Empress CAD seramik malzemesinin düşey yükleme esnasında meydana gelen mikro yapısının gösterimi

Şekil 4.29'da IPS e.max CAD seramik malzemesinin çiğneme sırasında meydana gelen ısıрма kuvvetinin (düşey yükleme) oluşturduğu temas etki aşınması (impact wear) görülmektedir.



Şekil 4.29. IPS e.max CAD seramik malzemesinin düşey yükleme esnasında meydana gelen mikro yapısının gösterimi

Bu çalışmada 120.000 çiğneme test deneyleri sonrasında IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD kompozit malzemelerden alınan mikro yapı görüntülerinde her iki seramik malzemenin de düşey yüklemenin neden olduğu deformasyonları ve seramik yüzeyinde oluşan çatlakları görebilmek mümkündür.



Şekil 4.30. Çiğneme sırasında alt çene hareketi (yatay hareket) gerçekleştiği durumdaki seramik malzemelerde oluşan aşınma bölgelerinin gösterimi (A: IPS e.max CAD ve B: IPS Empress CAD)

Şekil 4.30 incelendiğinde IPS Empress CAD ve IPS e.max seramik malzemelerinin her ikisinde de çiğneme sırasındaki alt çenenin hareketi esnasında seramik yüzeyinden parçacıkların taşınması söz konusudur. İki seramik malzeme arasında kıyaslama yapıldığında IPS e.max CAD seramik malzeme aşınma yüzeyinde IPS Empress CAD seramik malzemesine göre parçacık hareketinin daha belirgin olduğu görülmüştür. Bu durumun nedeni olarak IPS e.max CAD seramik malzemesinin düşey yükleme sırasında daha az elastik davranış göstermesi ve bu duruma bağlı olarak daha belirgin etki aşınması (impact wear) bölgesinin oluşması düşünülebilir. Literatürdeki son çalışmalar,

seramik malzemelerin ağız içi tribolojisi ortamındaki aşınma davranışlarını seramik malzemenin sahip olduğu yüzey pürüzlülüğü, mikro yapı gözenekliliği, kristal yapı gibi özelliklerinin önemli ölçüde etkilediği rapor edilmiştir (D'Arcangelo *et al.* 2016; Faria *et al.* 2014). Ayrıca seramik malzemelerin sert bir yapıya sahip olmasından ve yüzey altı çatlakların hızlı gelişmesinden dolayı aşınma mekanizmaları testinde sertlik ve aşınma direnci arasında bir korelasyon bulmak oldukça zordur (Oh *et al.* 2002; D'Arcangelo *et al.* 2016). Çiğneme sırasında ağız içi tribolojide sürekli ve değişken yüklemeler düşünüldüğünde seramik malzemelerde aşınma mekanizmalarında yüzey altı çatlakların oluşması kaçınılmaz bir durumdur. Seramik malzemede oluşan yüzey altı çatlaklar aslında tekrarlı yüklemelerin meydana getirdiği yorulmalı aşınma (fatigue wear) mekanizmasının bir göstergesidir. Literatürdeki çalışmalarda kompozit malzemelerin çiğneme test aşınma mekanizmalarında yüzey altı çatlakların meydana geldiğini ve bu durumun yorulmalı aşınma (fatigue wear) mekanizmasının oluştuğunun bir göstergesi olarak rapor etmişlerdir (Lazaridou *et al.* 2015). Bu doktora çalışmasında, test edilen her iki seramik malzemede de Şekil 4.29 ve 4.30 alınan SEM görüntülerinde aşınma yüzeylerinde çatlak oluşumu gözlemlenmiştir. İki seramik malzeme arasında kıyaslama yapıldığında, oluşan aşınma çatlak bilgeleri IPS e.max CAD seramik malzemesinde (Şekil 4.29) IPS Empress CAD seramik malzemesine (Şekil 4.30) göre daha belirgin olduğu gözlemlenmiştir.

Sonuç olarak, doktora çalışmasının bu bölümünde gerçekleştirilen direkt temas aşınma (two-body wear) test mekanizmasında test edilen IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD seramik malzemeleri benzer aşınma davranışı göstermişlerdir. Bu durumun oluşmasında her iki seramik malzemenin kimyasal birleşiminin birbirine yakın olması katkı sağlamıştır. Ancak, her iki seramik malzemede de alınan mikro yapı görüntülerinde aşınma bölgelerinde yüzey altı çatlakların oluşumunun belirtileri gözlemlenmiştir. Bu durum yorulmalı aşınma (fatigue wear) bir göstergesi olarak yorumlanmış ve seramik malzemelerin devam eden çiğneme testlerinde büyük oranda hasara uğrayacağı öngörülmüştür. Bu duruma çözüm olarak seramik malzemenin mikro içyapısında bazı değişimler yapılarak elastik davranışı geliştirilebilir böylece seramik malzeme çiğneme sırasında oluşan mekanik yüklemelere karşı daha iyi aşınma direnci gösterebilir.

5. SONUÇ

Son yıllarda canlı doku (in vivo) deney mekanizmalarının çok uzun zaman alması, büyük maliyetler getirmesi ve etik sorunlar oluşması gibi sebeplerden dolayı laboratuvar ortamında gerçekleştirilen in vitro deney mekanizmaları büyük önem kazanmıştır. Bu çalışmada kullanılan “Termal Yorulma ve Çiğneme Simülatör Cihazı” ile kompozit ve seramik malzemeler üzerinde ağız içi tribolojinin 3 temel mekanizması (Yapay yaşlandırma (artificial aging), Direkt temas aşınması (two-body wear) ve Aşındırıcı Ortam temas aşınma (three-body wear) mekanizmaları oluşturularak 5 farklı ağız içi tribolojik durum laboratuvar ortamında in vitro olarak test edilmiştir. Gerçekleştirilen ağız içi tribolojik süreç testlerinden elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmıştır.

- Yapay yaşlandırma test deneylerinde yaşlandırma ortamının (saf su ve yapay tükürük) test edilen kompozit malzemelerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi önemsiz bulunmuştur.
- Yapay yaşlandırma test deneylerinde yaşlandırma sürecinin 7 gün periyodunda test edilen tüm kompozit malzemelerin sertlik değerlerinde önemli oranda artış meydana gelirken 90 gün ve 180 gün yaşlandırma periyotlarının etkisi önemsiz bulunmuştur.
- Yapay yaşlandırma test deneylerinde kompozit malzemenin monomer yapısında bulunan organik matris yapısı TEGDMA’nın yaşlandırma sürecinde kompozit malzemenin daha fazla hidrolitik bozunmaya uğramasına neden olduğu düşünülmüştür.
- Kompozit malzemelerin direkt temas (two-body wear) aşınma ve aşındırıcı ortam temas (three-body wear) çiğneme test deneylerinde test edilen tüm kompozit malzemelerin sahip olduğu sertlik değeri, doldurucu hacmi ve aşınma direnci arasındaki korelasyon önemsiz bulunmuştur.
- Kompozit malzemelerin direkt temas (two-body wear) aşınma ve aşındırıcı ortam temas (three-body wear) çiğneme test deneylerinde test edilen tüm kompozit malzemeler (Clearfil ve G-aenial kompozit malzemesi hariç) aşındırıcı ortam temas (three-body wear) test deneyleri sonrasında daha az hacim kaybına uğramışlardır. Bu durum aşındırıcı ortamın çiğneme esnasında yatay hareket mekanizmasını yağlayıcı bir

etki oluşturarak kompozit malzemenin aşınma yüzeyinde daha az yük dağılımını meydana getirmesi olarak yorumlanmıştır.

➤ Kompozit malzemelerin direkt temas (two-body wear) aşınma ve aşındırıcı ortam temas (three-body wear) çiğneme test deneylerinde test edilen tüm kompozit malzemenin monomer yapısında daha büyük parçacıklar içermesi (özellikle Clearfil kompozit malzemesi gibi) kompozit malzemenin dikey ekseninde mekanik yükleme sırasında daha az elastik davranış göstermesi olarak sonuçlanmıştır. Bu durum sonucunda aşındırıcı ortam temas (three-body wear) çiğneme test deneylerinde daha fazla hacim kaybına uğramasına neden olduğu olarak yorumlanmıştır.

➤ Kompozit malzemelerin direkt temas (two-body wear) aşınma ve aşındırıcı ortam temas (three-body wear) çiğneme test deneylerinde Clearfil kompozit malzemesinin two-body aşınma testi sonrasında Filtek Bulk-fill kompozit malzemesine kıyasla daha heterojen bir aşınma bölgesi oluşmuştur. Bu durumun sebebi Clearfil kompozit malzemesinin doldurucu yapısının içerdiği barium glass fiber içyapısından kaynaklandığı düşünülmüştür.

➤ Kompozit malzemelerin direkt temas (two-body wear) aşınma ve aşındırıcı ortam temas (three-body wear) çiğneme test deneylerinde Ultimate kompozit malzemesi two-body aşınma testleri sonrasında homojen bir aşınma bölgesi göstermiştir. Bu homojen aşınma bölgesinin oluşmasında bu malzemenin içerdiği nano boyuttaki silica filler (yaklaşık 20nm) ve zirconia filler (yaklaşık 4 ile 11 nm) doldurucu yapısının getirdiği bir avantaj olarak düşünülmüştür.

➤ Kompozit malzemelerin farklı çiğneme döngü sayısındaki testlerde, artan çiğneme döngü sayısı ile test edilen tüm kompozit malzemelerin yüzey pürüzlüğü ve aşınma hacim kaybı değerleri artış göstermiştir. Ancak kompozit malzemelerde meydana gelen aşınma hacim kaybı ve çiğneme döngü sayısı arasında doğrusal bir ilişki bulunamamıştır. Bu durumun sebebi olarak kompozit malzemenin monomer yapısında inorganik yapısının plastik deformasyona uğramasından sonra organik matris yapısına koruyucu bir katman olarak görev yapması olarak düşünülmüştür.

➤ Kompozit malzemelerin farklı çiğneme döngü sayısındaki testlerde, Filtek Z250 kompozit malzemesi tüm çiğneme testlerinde en yüksek aşınma direnci göstermiştir. Filtek Z250 kompozit malzemesini yüksek aşınma direncine sahip olmasında içerdiği SiO_2 ve ZrO_2 doldurucu parçacıklarının katkısı olduğu düşünülmektedir.

- Seramik malzemelerin çiğneme dğ test deneylerinde, seramik malzemeler 120.000 direkt temas aşınma (two-body wear) iğneme mekanizması sonrasında benzer aşınma davranışları göstermişlerdir.
- Seramik malzemelerin çiğneme dğ test deneylerinde, IPS Empress CAD ve IPS e.max seramik malzemelerinin her ikisinde de çiğneme sırasındaki alt çenenin hareketi esnasında seramik yüzeyinden parçacıkların taşınması söz konusudur. İki seramik malzeme arasında kıyaslama yapıldığında IPS e.max CAD seramik malzeme aşınma yüzeyinde IPS Empress CAD seramik malzemesine göre parçacık hareketinin daha belirgin olduğu görülmüştür. Bu durumun nedeni olarak IPS e.max CAD seramik malzemesinin düşey yükleme sırasında daha az elastik davranış göstermesi ve bu duruma bağlı olarak daha belirgin etki aşınması (impact wear) bölgesinin olduğu şekilde yorumlanmıştır.
- Seramik malzemelerin çiğneme dğ test deneylerinde, IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD seramik malzemeleri benzer aşınma davranışı göstermişlerdir. Bu durumun oluşmasında her iki seramik malzemenin kimyasal birleşiminin birbirine yakın olması katkı sağlamıştır. Ancak her iki seramik malzemedede de alınan mikro yapı görüntülerinde aşınma bölgelerinde yüzey altı çatlakların oluşumunun belirtileri gözlemlenmiştir. Bu durum yorulmalı aşınma (fatigue wear) bir göstergesi olarak yorumlanmış ve seramik malzemelerin devam eden çiğneme testlerinde büyük oranda hasara uğrayacağı öngörülmüştür. Bu duruma çözüm olarak seramik malzemenin mikro içyapısında bazı değişimler ve çeşitli yüzey işlemleri yapılarak elastik davranışı geliştirilebileceği böylece seramik malzemenin çiğneme sırasında oluşan mekanik yüklemelere karşı daha iyi aşınma direnci gösterebileceği düşünülmüştür.

KAYNAKÇA

- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2004). Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials*, 71b(1), 99-107. doi:10.1002/jbm.b.30066
- Alidad, S. (2016). Çiğneme simülâtörü ve termal yorulma cihazlarının tasarım ve imalatının yapılarak, in vitro ortamında farklı çiğneme sıcaklıkları, termal çevrim ve ön ısıtmanın üç farklı rezin kompozit malzemenin aşınma özelliklerine etkilerinin incelenmesi. (Yüksek Lisans), Atatürk Üniversitesi. Retrieved from <https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/tezSorguSonucYeni.jsp>
- Andersson, M., & Oden, A. (1993). A New All-Ceramic Crown - a Dense-Sintered, High-Purity Alumina Coping with Porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59-64. doi:Doi 10.3109/00016359309041149
- Andreiotelli, M., Wenz, H. J., & Kohal, R. J. (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*, 20 Suppl 4, 32-47. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x
- Arıkan, S., (2005). Posterior Kompozitler. *Cumhuriyet Üni. Diş hek. Fak*, 1(1), 63-70.
- Bicer, A. Z. Y., Karakis, D., Dogan, A., & Mert, F. (2015). A comparison of wear rate of direct and indirect resin composites: A two-body wear abrasion test. *Journal of Composite Materials*, 49(21), 2599-2607. doi:10.1177/0021998314550845
- Borom, M. P., Turkalo, A. M., & Doremus, R. H. (1975). Strength and Microstructure in Lithium Disilicate Glass-Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 58(9-10), 385-391. doi:DOI 10.1111/j.1151-2916.1975.tb19004.x
- Cao, L., Zhao, X., Gong, X., & Zhao, S. (2013). An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *Int J Clin Exp Med*, 6(6), 423-430. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23844265>
- Chadwick, R. G., McCabe, J. F., Walls, A. W. G., & Storer, R. (1990). The Effect of Storage Media Upon the Surface Microhardness and Abrasion Resistance of 3 Composites. *Dental Materials*, 6(2), 123-128. doi:Doi 10.1016/S0109-5641(05)80042-9
- Chevalier, J., Cales, B., & Drouin, J. M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150-2154. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000085763500030
- Claus, H. (1989). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont*, 2(4), 376-384. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2638849>
- Condon, J. R., & Ferracane, J. L. (1996). Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dental Materials*, 12(4), 218-226. doi:Doi 10.1016/S0109-5641(96)80026-1
- Condon, J. R., & Ferracane, J. L. (1997). Factors effecting dental composite wear in vitro. *Journal of Biomedical Materials Research*, 38(4), 303-313. doi:Doi 10.1002/(Sici)1097-4636(199724)38:4<303::Aid-Jbm2>3.0.Co;2-S
- D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., & De Angelis, F. (2016). Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *Journal of*

- Prosthetic Dentistry*, 115(3), 350-355. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000371280600018
- De Boever, J. A., McCall, W. D., Jr., Holden, S., & Ash, M. M., Jr. (1978). Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 40(3), 326-333. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/279679>
- DeLong, R., & Douglas, W. H. (1983). Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives - Bi-Axial Force and Movement Control. *Journal of Dental Research*, 62(1), 32-36. doi:10.1177/00220345830620010801
- DeLong, R., Pintado, M., & Douglas, W. H. (1985). Measurement of change in surface contour by computer graphics. *Dental Materials*, 1(1), 27-30. doi:10.1016/S0109-5641(85)80061-0
- DeLong, R., Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., & Pintado, M. R. (1985). The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials*, 1(6), 238-242. doi:10.1016/S0109-5641(85)80050-6
- Denry, I. L., Holloway, J. A., & Colijn, H. O. (2001). Phase transformations in a leucite-reinforced pressable dental ceramic. *J Biomed Mater Res*, 54(3), 351-359. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11189040>
- Denry, I. L., Mackert, J. R., Jr., Holloway, J. A., & Rosenstiel, S. F. (1996). Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *Journal of Dental Research*, 75(12), 1928-1935. doi:10.1177/00220345960750120301
- Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, 3(1), 351-368. doi:10.3390/ma3010351
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307. doi:10.1016/j.dental.2007.05.007
- Deville, S., Chevalier, J., & Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27(10), 2186-2192. doi:10.1016/j.biomaterials.2005.11.021
- Deville, S., Chevalier, J., Fantozzi, G., Bartolome, J. F., Requena, J., Moya, J. S., . . . Diaz, L. A. (2004). Development of advanced zirconia-toughened alumina nanocomposites for orthopaedic applications. *Euro Ceramics VIII, Pts 1-3*, 264-268, 2013-2016. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000223059700483
- Deville, S., Gremillard, L., Chevalier, J., & Fantozzi, G. (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials*, 72b(2), 239-245. doi:10.1002/jbm.b.30123
- Dong, J. K., Luthy, H., Wohlwend, A., & Scharer, P. (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5(1), 9-16. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1520450>
- Dos Santos, P. H., Catelan, A., Guedes, A. P. A., Suzuki, T. Y. U., Godas, A. G. D., Briso, A. L. F., & Bedran-Russo, A. K. (2015). Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(3), 176-181. doi:10.3109/00016357.2014.971868
- Duret, F., Blouin, J. L., & Duret, B. (1988). Cad-Cam in Dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715-720. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:A1988Q908600006

- Ekici, A. (2010). Kompozit Restorasyonlarda Başarısızlık Nedenler. (Bitirme Tezi), Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı. Retrieved from http://dent.ege.edu.tr/yayinlarimiz/bitirme_tezleri/pdf/21.pdf
- Engelhardt, F., Hahnel, S., Preis, V., & Rosentritt, M. (2016). Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clinical Oral Investigations*, 20(8), 2123-2130. doi:10.1007/s00784-015-1700-4
- Faria, A. C. L., de Oliveira, A. A., Gomes, E. A., Rodrigues, R. C. S., & Ribeiro, R. F. (2014). Wear resistance of a pressable low-fusing ceramic opposed by dental alloys. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 32, 46-51. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.12.018
- Filser, F., Kocher, P., & Gauckler, L. J. (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Automation*, 23(4), 382-390. doi:10.1108/01445150310501217
- Gibbs, C. H., Lundeen, H. C., Mahan, P. E., & Fujimoto, J. (1981). Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(3), 308-322. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6943340>
- Grossman, D. G. (1972). Machinable Glass-Ceramics Based on Tetrasilicic Mica. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(9), 446-&. doi:DOI 10.1111/j.1151-2916.1972.tb11337.x
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004a). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456. doi:10.1016/j.dental.2003.05.002
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004b). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456. doi:10.1016/j.dental.2003.05.002
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., & Ringer, S. P. (2003). Microstructure of alumina- and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Bioceramics* 15, 240-2, 879-882. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000182706600200
- Hahnel, S., Henrich, A., Burgers, R., Handel, G., & Rosentritt, M. (2010). Investigation of Mechanical Properties of Modern Dental Composites After Artificial Aging for One Year. *Operative Dentistry*, 35(4), 412-419. doi:10.2341/09-337-L
- Hahnel, S., Schultz, S., Trempler, C., Ach, B., Handel, G., & Rosentritt, M. (2011). Two-body wear of dental restorative materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(3), 237-244. doi:10.1016/j.jmbbm.2010.06.001
- Hannink, R. H. J., Kelly, P. M., & Muddle, B. C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461-487. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000086235400001
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4-9. doi:10.1067/mpr.2002.126794

- Heintze, S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22(8), 712-734. doi:10.1016/j.dental.2006.02.002
- Heintze, S. D., Zappini, G., & Rousson, V. (2005). Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators - Results of a round robin test. *Dental Materials*, 21(4), 304-317. doi:DOI 10.1016/j.dental.2004.05.003
- Heintze, S. D., Zellweger, G., & Zappini, G. (2007). The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear*, 263, 1138-1146. doi:10.1016/j.wear.2006.12.010
- Henriques, B., Goncalves, S., Soares, D., & Silva, F. S. (2012). Shear bond strength comparison between conventional porcelain fused to metal and new functionally graded dental restorations after thermal-mechanical cycling. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 13, 194-205. doi:10.1016/j.jmbbm.2012.06.002
- Heuer, A. H., Claussen, N., Kriven, W. M., & Ruhle, M. (1982). Stability of Tetragonal ZrO₂ Particles in Ceramic Matrices. *Journal of the American Ceramic Society*, 65(12), 642-650. doi:DOI 10.1111/j.1151-2916.1982.tb09946.x
- Holand, W., Schweiger, M., Rheinberger, V. M., & Kappert, H. (2009). Bioceramics and their application for dental restoration. *Advances in Applied Ceramics*, 108(6), 373-380. doi:10.1179/174367609x414099
- Hu, X., Marquis, P. M., & Shortall, A. C. (2003). Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(7), 729-737. doi:DOI 10.1046/j.1365-2842.2003.01068.x
- Hu, X., Shortall, A. C., & Marquis, P. M. (2002). Wear of three dental composites under different testing conditions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(8), 756-764. doi:DOI 10.1046/j.1365-2842.2002.00878.x
- Iqbal, Y., Lee, W. E., Holland, D., & James, P. F. (1998). Metastable phase formation in the early stage crystallisation of lithium disilicate glass. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 224(1), 1-16. doi:Doi 10.1016/S0022-3093(97)00453-5
- Iqbal, Y., Lee, W. E., Holland, D., & James, P. F. (1999). Crystal nucleation in P2O₅-doped lithium disilicate glasses. *Journal of Materials Science*, 34(18), 4399-4411. doi:Doi 10.1023/A:1004668701163
- ISO. (2001). *Dental materials - Guidance on testing of wear. Part 2: Wear by two-and/or three body contact. Technical Specification*
- Jorgensen, K. D., & Asmussen, E. (1978). Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler--an initial study. *Quintessence Int Dent Dig*, 9(6), 73-78. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/288100>
- Jorgensen, K. D., Horsted, P., Janum, O., Krogh, J., & Schultz, J. (1979). Abrasion of class 1 restorative resins. *Scand J Dent Res*, 87(2), 140-145. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/292161>
- Kaidonis, J. A., Richards, L. C., Townsend, G. C., & Tansley, G. D. (1998). Wear of human enamel: a quantitative in vitro assessment. *Journal of Dental Research*, 77(12), 1983-1990. doi:10.1177/00220345980770120601
- Kaisarly, D., & El Gezawi, M. (2016). Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology*, 104(3), 257-270. doi:10.1007/s10266-016-0264-3

- Kelly, J. R. (1999a). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(6), 652-661. doi:Doi 10.1016/S0022-3913(99)70103-4
- Kelly, J. R. (1999b). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(6), 652-661. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10347352>
- Kobayashi, K., Kuwajima, H., & Masaki, T. (1981). Phase-Change and Mechanical-Properties of ZrO₂-Y₂O₃ Solid Electrolyte after Aging. *Solid State Ionics*, 3-4(Aug), 489-493. doi:Doi 10.1016/0167-2738(81)90138-7
- Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Azuma, T., & Karita, K. (2004). Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(4), 327-334. doi:DOI 10.1046/j.1365-2842.2003.01248.x
- Koottathape, N., Takahashi, H., Iwasaki, N., Kanehira, M., & Finger, W. J. (2012). Two- and three-body wear of composite resins. *Dental Materials*, 28(12), 1261-1270. doi:10.1016/j.dental.2012.09.008
- Koottathape, N., Takahashi, H., Iwasaki, N., Kanehira, M., & Finger, W. J. (2014). Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 508-516. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.10.003
- Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M., & Vanherle, G. (1989). Quantitative in vivo wear of human enamel. *Journal of Dental Research*, 68(12), 1752-1754. doi:10.1177/00220345890680120601
- Lambrechts, P., Vanherle, G., Vuylsteke, M., & Davidson, C. L. (1984). Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique. *J Dent*, 12(3), 252-267. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6593340>
- Lawn, B. R., Deng, Y., Lloyd, I. K., Janal, M. N., Rekow, E. D., & Thompson, V. P. (2002). Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *Journal of Dental Research*, 81(6), 433-438. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000175954000015
- Lawson, N. C., Cakir, D., Beck, P., Litaker, M. S., & Burgess, J. O. (2012). Characterization of third-body media particles and their effect on in vitro composite wear. *Dental Materials*, 28(8), E118-E126. doi:10.1016/j.dental.2012.04.021
- Lawson, S. (1995). Environmental Degradation of Zirconia Ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 15(6), 485-502. doi:Doi 10.1016/0955-2219(95)00035-S
- Lazaridou, D., Belli, R., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2015). Are resin composites suitable replacements for amalgam? A study of two-body wear. *Clinical Oral Investigations*, 19(6), 1485-1492. doi:10.1007/s00784-014-1373-4
- Lutz, F., Phillips, R. W., Roulet, J. F., & Setcos, J. C. (1984). In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *Journal of Dental Research*, 63(6), 914-920. doi:10.1177/00220345840630062201
- Mackert, J. R., & Evans, A. L. (1991a). Effect of Cooling Rate on Leucite Volume Fraction in Dental Porcelains. *Journal of Dental Research*, 70(2), 137-139. doi:Doi 10.1177/00220345910700020801

- Mackert, J. R., & Evans, A. L. (1991b). Quantitative X-Ray-Diffraction Determination of Leucite Thermal-Instability in Dental Porcelain. *Journal of the American Ceramic Society*, 74(2), 450-453. doi:DOI 10.1111/j.1151-2916.1991.tb06908.x
- Mackert, J. R., & Williams, A. L. (1996). Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firing. *Journal of Dental Research*, 75(7), 1484-1490. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:A1996VM90400008
- Mackert, J. R., Butts, M. B., & Fairhurst, C. W. (1986). The Effect of the Leucite Transformation on Dental Porcelain Expansion. *Dental Materials*, 2(1), 32-36. doi:Doi 10.1016/S0109-5641(86)80067-7
- Mackert, J. R., Butts, M. B., Morena, R., & Fairhurst, C. W. (1986). Phase-Changes in a Leucite-Containing Dental Porcelain Frit. *Journal of the American Ceramic Society*, 69(4), C69-C72. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:A1986A914300019
- Magne, P., & Belser, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and spinell ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 459-466. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:A1997XZ19000008
- Mair, L. H., Stolarski, T. A., Vowles, R. W., & Lloyd, C. H. (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*, 24(1-2), 141-148. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8636486>
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40. doi:Doi 10.1016/S0109-5641(99)00082-2
- McCabe, J. F., & Wassell, R. W. (1999). Hardness of model dental composites - the effect of filler volume fraction and silanation. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 10(5), 291-294. doi:Doi 10.1023/A:1008957513531
- Mehl, A., & Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2(1), 9-35. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11351454>
- Mehl, C., Scheibner, S., Ludwig, K., & Kern, M. (2007). Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Materials*, 23(11), 1382-1389. doi:10.1016/j.dental.2006.11.026
- Meyer, J. M., Obrien, W. J., & Yu, C. U. (1976). Sintering of Dental Porcelain Enamels. *Journal of Dental Research*, 55(4), 696-699. doi:Doi 10.1177/00220345760550042601
- Michalske, T. A., & Freiman, S. W. (1982). A Molecular Interpretation of Stress-Corrosion in Silica. *Nature*, 295(5849), 511-512. doi:DOI 10.1038/295511a0
- Muller, W. H. (1989). The Exact Calculation of Stress Intensity Factors in Transformation Toughened Ceramics by Means of Integral-Equations. *International Journal of Fracture*, 41(1), 1-22. doi:Doi 10.1007/Bf00014834
- Nawa, M., Bamba, N., Sekino, T., & Niihara, K. (1998). The effect of TiO₂ addition on strengthening and toughening in intragranular type of 12Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposites. *Journal of the European Ceramic Society*, 18(3), 209-219. doi:Doi 10.1016/S0955-2219(97)00116-7
- Nawa, M., Nakamoto, S., Sekino, T., & Niihara, K. (1998). Tough and strong Ce-TZP/alumina nanocomposites doped with titania. *Ceramics International*, 24(7), 497-506. doi:Doi 10.1016/S0272-8842(97)00048-5

- Oh, W. S., DeLong, R., & Anusavice, K. J. (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 451-459. doi:10.1067/mp.2002.123851
- Palmer, D. C., Putnis, A., & Salje, E. K. H. (1988). Twinning in Tetragonal Leucite. *Physics and Chemistry of Minerals*, 16(3), 298-303. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:A1988R170700013
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25. doi:Doi 10.1016/S0142-9612(98)00010-6
- Pieniak, D., Niewczas, A. M., & Kordos, P. (2012). Influence of Thermal Fatigue and Ageing on the Microhardness of Polymer-Ceramic Composites for Biomedical Applications. *Eksploracja I Niezawodnosc-Maintenance and Reliability*, 14(2), 181-188. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000301283200014
- Raabe, D., Harrison, A., Ireland, A., Alemzadeh, K., Sandy, J., Dogramadzi, S., . . . Burgess, S. (2012). Improved single- and multi-contact life-time testing of dental restorative materials using key characteristics of the human masticatory system and a force/position-controlled robotic dental wear simulator. *Bioinspiration & Biomimetics*, 7(1). doi:Artn 016002 10.1088/1748-3182/7/1/016002
- Ray, C. S., & Day, D. E. (1996). Identifying internal and surface crystallization by differential thermal analysis for the glass-to-crystal transformations. *Thermochimica Acta*, 280, 163-174. doi:Doi 10.1016/0040-6031(95)02640-1
- Ray, C. S., Day, D. E., Huang, W., Narayan, K. L., Cull, T. S., & Kelton, K. F. (1996). Non-isothermal calorimetric studies of the crystallization of lithium disilicate glass. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 204(1), 1-12. doi:Doi 10.1016/0022-3093(96)00401-2
- Robinson, F. G., Rueggeberg, F. A., & Lockwood, P. E. (1998). Thermal stability of direct dental esthetic restorative materials at elevated temperatures. *Journal of Forensic Sciences*, 43(6), 1163-1167. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000077276900011
- Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Gauckler, L. J., Luthy, H., & Hammerle, C. H. F. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(4), 383-388. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000248271300019
- Sailer, I., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., & Hammerle, C. H. F. (2007). 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 II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 18, 86-96. doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01468.x
- Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., DeLong, R., & Pintado, M. R. (1986). The Wear of a Posterior Composite in an Artificial Mouth - a Clinical Correlation. *Dental Materials*, 2(6), 235-240. doi:Doi 10.1016/S0109-5641(86)80034-3
- Schindler, H. J., Stengel, E., & Spiess, W. E. L. (1998). Feedback control during mastication of solid food textures - a clinical-experimental study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 330-336. doi:Doi 10.1016/S0022-3913(98)70134-9
- Seghi, R. R., & Sorensen, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 8(3), 239-246. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10348592>

- Seghi, R. R., Daher, T., & Caputo, A. (1990). Relative Flexural Strength of Dental Restorative Ceramics. *Dental Materials*, 6(3), 181-184. doi:Doi 10.1016/0109-5641(90)90026-B
- Sevimay, M., Yucel, M. T., & Tak, O. (2008). Influence of food simulating solutions on the hardness of composite resins. *Journal of Composite Materials*, 42(1), 69-75. doi:10.1177/0021998307086205
- Sideridou, I. D., Karabela, M. M., & Bikiaris, D. N. (2007). Aging studies of light cured dimethacrylate-based dental resins and a resin composite in water or ethanol/water. *Dental Materials*, 23(9), 1142-1149. doi:10.1016/j.dental.2006.06.049
- Siegward Dietmar Heintze, D. Predictability of Clinical Wear by Laboratory Wear Methods for the Evaluation of Dental Restorative Materials.
- Soderholm, K. J. (1983). Leaking of fillers in dental composites. *Journal of Dental Research*, 62(2), 126-130. doi:10.1177/00220345830620020801
- Souza, J. C. M., Bentes, A. C., Reis, K., Gavinha, S., Buciumeanu, M., Henriques, B., . . . Comes, J. R. (2016). Abrasive and sliding wear of resin composites for dental restorations. *Tribology International*, 102, 154-160. doi:10.1016/j.triboint.2016.05.035
- Spear, F., & Holloway, J. (2008). Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *Journal of the American Dental Association*, 139, 19s-24s. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:000259361300004
- St John, K. R. (2007). Biocompatibility of dental materials. *Dent Clin North Am*, 51(3), 747-760, viii. doi:10.1016/j.cden.2007.03.003
- Stappert, C. F. J., Chitmongkolsuk, S., Silva, N. R. F. A., Att, W., & Strub, J. R. (2008). Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. *Dental Materials*, 24(9), 1248-1257. doi:10.1016/j.dental.2008.02.005
- Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K., & Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, 25(4), 494-499. doi:10.1016/j.dental.2008.09.010
- Tanoue, N., Matsumura, H., & Atsuta, M. (2000). Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(1), 93-97. doi:DOI 10.1067/mpr.2000.107560
- Thiel, S., & Schnapp, J. D. (1998). Anisotropic crack extension in aligned glass ceramic. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 242(2-3), 189-194. doi:Doi 10.1016/S0022-3093(98)00791-1
- Tholey, M. J., Swain, M. V., & Thiel, N. (2009). SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dental Materials*, 25(7), 857-862. doi:10.1016/j.dental.2009.01.006
- Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., & Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 7(1), 25-45. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15317306>
- Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., & Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28(7), 529-535. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10960757>
- Turssi, C. P., Purquerio, B. D. M., & Serra, M. C. (2003). Wear of dental resin composites: Insights into underlying processes and assessment methods - A

- review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials*, 65b(2), 280-285. doi:10.1002/jbm.b.10563
- Ural, Ç. (2001). Diş Hekimliği Pratiginde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamalan. *Dirim Tıp Gazetesi*, 86(1), 27-38.
- Viennot, S., Lissac, M., Malquarti, G., Francis, D., & Grosogoeat, B. (2006). Influence of casting procedures on the corrosion resistance of clinical dental alloys containing palladium. *Acta Biomaterialia*, 2(3), 321-330. doi:10.1016/j.actbio.2006.01.001
- Von Steyern, P. V., Carlson, P., & Nilner, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon (R) technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3), 180-187. doi:DOI 10.1111/j.1365-2842.2004.01437.x
- Vult von Steyern, P. (2005). All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl*(173), 1-69. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16001730>
- Wassell, R. W., McCabe, J. F., & Walls, A. W. (1994). A two-body frictional wear test. *Journal of Dental Research*, 73(9), 1546-1553. doi:10.1177/00220345940730091001
- Wilder, A. D., Jr., May, K. N., Jr., Bayne, S. C., Taylor, D. F., & Leinfelder, K. F. (1999). Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations. *J Esthet Dent*, 11(3), 135-142. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10825870>
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, 24(9), 641-658. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8272502>
- Yap, A. U. J. (2002). Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(2), 194-200. doi:DOI 10.1046/j.1365-2842.2002.00814.x
- Yap, A. U. J., Teoh, S. H., & Tan, K. B. (2000). Influence of water exposure on three-body wear of composite restoratives. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(5), 547-553. doi:Doi 10.1002/1097-4636(200009)53:5<547::Aid-Jbm14>3.0.Co;2-O
- Yılmaz, E. Ç. (2014). *In vitro ortamda termal çevrimin üç farklı diş dolgu malzemesi üzerindeki etkisi*. (Yüksek Lisans), Atatürk Üniversitesi. Retrieved from <https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/tezSorguSonucYeni.jsp>
- Yılmaz, E., & Sadeler, R. (2016). Effect of thermal cycling and microhardness on roughness of composite restorative materials. *Journal of Restorative Dentistry*, 4(3), 93-96. doi:10.4103/2321-4619.188233
- Yılmaz, E., & Sadeler, R. (2017). Yapay Ağız Sıvısında Termal Çevrimin Kompozit Restoratif Malzemelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkisi. *Technological Applied Sciences*, 12(2), 38-42.
- Youngson, C. C., & Barclay, C. W. (2000). A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig*, 4(3), 183-189. doi:10.1007/s007840000040183.784
- Zantner, C., Kielbassa, A. M., Martus, P., & Kunzelmann, K. H. (2004). Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dental Materials*, 20(3), 277-285. doi:10.1016/S0109-5641(03)00104-0

- Zeng, K. Y., Oden, A., & Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 9(5), 434-439. Retrieved from <Go to ISI>://WOS:A1996VJ86700003
- Zhang, Y. J., & Xu, J. W. (2008). Effect of immersion in various media on the sorption, solubility, elution of unreacted monomers, and flexural properties of two model dental composite compositions. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 19(6), 2477-2483. doi:10.1007/s10856-008-3369-6



ÖZGEÇMİŞ

Efe Çetin YILMAZ 1989 yılında Gaziantep ilinin Şahinbey ilçesinde doğmuştur. İlköğretimi Münire Kemal Kınnoğlu ilköğretim okulunda tamamladı. 2006 yılında Ortaöğretimini Mehmet Rüştü Uzel Teknik Lisesinde tamamladı. 2011 yılında Mersin Üniversitesi Tarsus Teknik Eğitim Fakültesi'nden mezun oldu. Daha sonra YÖK'ün açmış olduğu mühendislik tamamlama sınavında İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Fakültesi Kontrol Mühendisliği bölümüne yerleşti. 2011 yılında Erzurum Valiliği İl Afet ve Acil Durum Müdürlüğü'nde Bilgi İşlem Bölümü'nde göreve başladı. Erzurum Valiliği tarafından 2011-2013 yılları arasında Başbakanlık Afet ve Acil Durum Yönetim Başkanlığında Bilişim Sistemleri Çalıştay ve Coğrafi Bilgi Sistemi grubunda görevlendirildi. Bu zaman sürecinde Erzurum ili tabanında GIS sisteminin editörlüğünü yaptı ve kurulumu gerçekleştirildi. 2012 yılında Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği Konstrüksiyon ve İmalat Anabilim Dalı'nda yüksek lisans öğrenimine başladı. 2013 yılında Atatürk Üniversitesi Pasinler Meslek Yüksek Okulu'nda Öğretim Görevlisi olarak göreve başladı ve halen devam etmektedir. 2014 yılında Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği Konstrüksiyon ve İmalat Anabilim Dalı'nda tezli yüksek lisans öğrenimini tamamladı. Aynı yıl içerisinde Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği Konstrüksiyon ve İmalat Anabilim Dalı'nda doktora öğrenimine başladı. 2018 yılında Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği Konstrüksiyon ve İmalat Anabilim Dalı'nda doktora öğrenimini tamamladı. Efe Çetin YILMAZ evli ve 1 çocuk sahibidir.