



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI DENTAL PORSELEN SİSTEMLERİNİN AŞINMA VE
RENK DEĞİŞİMLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Dr. MEHMET ÇAĞATAY ULUCAN

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2017



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI DENTAL PORSELEN SİSTEMLERİNİN AŞINMA VE
RENK DEĞİŞİMLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Dr. MEHMET ÇAĞATAY ULUCAN

UZMANLIK TEZİ

PROF. DR. GİRAY BOLAYIR

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2017

‘FARKLI DENTAL PORSELEN SİSTEMLERİNİN AŞINMA VE RENK DEĞİŞİMLERİNİN ARAŞTIRILMASI’ adlı Uzmanlık Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

AD SOYAD

İMZA

Başkan

Prof. Dr. Giray BOLAYIR



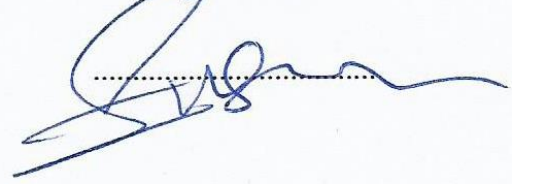
Üye

Doç. Dr. Koray SOYGUN



Üye

Yrd. Doç. Dr. Evrem GÜLNAHAR



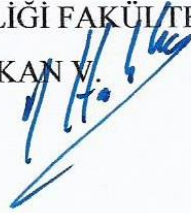
ONAY

Bu tez çalışması, 22.09.2017 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

DEKAN V.



Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca hayat tecrübelerini, mesleki bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen danışman hocam Sayın Prof. Dr. Giray BOLAYIR'a teşekkür ederim.

Eğitim sürem ve tez çalışmalarım boyunca bana yardımcı olan ve desteğini her zaman hissettiğim Sayın Doç. Dr. Koray SOYGUN'a teşekkür ederim.

Tez çalışmamda bana değerleri zamanlarını ayırıp yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Ali ÖZER'e teşekkür ederim.

Uzmanlık dönemimde tanışıp birlikte zaman geçirme ve çalışma fırsatı bulduğum sevgili arkadaşlarım Yrd. Doç. Dr. Ayşegül GÖZE SAYGIN, Uzm. Dt. Yasemin ÜNAL, Uzm. Dt. M. Fehim ÇELENK, Uzm. Dt. Melih ÜLGEY, Uzm. Dt. M. Buğrul Tekin, Dt. Saygın KORKMAZ'a dostlukları için teşekkür ederim.

Bu günlere gelmemde çok büyük emekleri olan, her zaman desteklerini ve sevgilerini hissettiren canım annem Sibel ULUCAN, canım babam Şinasi ULUCAN, canım kardeşim Boratay ULUCAN'a ve hayattaki en büyük şansım olan biricik eşim Bermal ULUCAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

FARKLI DENTAL PORSELEN SİSTEMLERİNİN AŞINMA VE RENK DEĞİŞİMLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Mehmet Çağatay ULUCAN

Uzmanlık Tezi

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

SİVAS

2017

Bu çalışmada, günümüzde kullanılan dört farklı porselen sisteminin (düşük ısı feldspatik, monolitik zirkonya, lityum disilikat cam seramik ve lösit cam seramik), farklı yüzey işlemleri (overglaze ve mekanik cila) uygulanması sonucu doğal mine karşısındaki aşınma miktarlarının ve renk değişimlerinin incelenmesi amaçlandı.

Tüm porselen grupları, overglaze işlemi uygulanan ve mekanik cila uygulanan iki alt gruba ayrıldı. Bu alt gruplar 8'er porselen örneği içermekteydi. Örnekler, 9 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde daire tabanlı silindirler olarak hazırlandı. Toplam 64 adet porselen örneğinin karşıtı olarak kullanılmak üzere ortodontik veya periodontal endikasyonlar sebebiyle çekilmiş, doku kaybına uğramamış, çürük ve dolgu bulunmayan 64 adet alt 1. premolar diş hazırlandı.

Örneklere, çiğneme simülatöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.8), 50 N çiğneme kuvveti altında, 1 Hz frekansta, 600.000 çiğneme siklusu ve 10.000 adet 5-55 °C arasında termal siklus uygulandı.

Porselen örneklerin yüzey pürüzlüğü ölçümleri için optik profilometre (Phaze View / Zee Scope, France), Taramalı Elektron Mikroskobu (Tescan / Mira 3 / Çek Cumhuriyeti) , renk değerleri için spektrofotometre (Vita Easyshade Advance /

Almanya), karşıt dişlerin ağırlık ölçümleri için hassas tartı (A&D Weighing GR-300 lab balance / ABD) kullanıldı.

Çalışmamızın bulguları; zirkonya içerikli porselenlerin, glaze ve mekanik cila işlemi uygulanan gruplarının arasında, aşınma ve aşındırma durumlarında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Lityum disilikat ve lösit porselenlerin, glazeli grupları ile mekanik cilalı gruplarının arasında, aşınma ve aşındırma durumlarında anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). Feldspatik porselenlerin, glazeli grupları ile mekanik grupları arasında aşınma değerleri anlamlı farklılığa sahipken ($p<0,05$) aşındırma değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamadı. ($p>0,05$) Tüm porselenlerin ΔE değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılığa sahip olup ($p<0,05$), glazeli grupların renk değişim (ΔE) değerleri mekanik gruplara göre fazla olduğu görüldü.

Sonuç; Tüm glazeli grupların, mekanik cilalı gruplara göre daha fazla madde kaybettiği ve karşıt dişleri daha fazla aşındırdığı, daha fazla renk değişimine sahip olduğu gözlemlendi. Zirkonya seramikler diğer seramiklere göre az aşınma ve aşındırma gösterdi.

Anahtar Kelimeler: Feldspatik, Zirkonya, Lityum disilikat, Lösit, Aşınma, Çiğneme Simülatörü, Yüzey Pürüzlüğü, Renk Stabilitesi, SEM, Optik Profilometre, Glaze, Mekanik cila

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE WEAR AND COLOR CHANGES OF DIFFERENT DENTAL PORCELAIN

Mehmet Çağatay ULUCAN

Specialist Thesis in Dentistry

Department of Prosthodontics

SİVAS

2017

The aim of this study was to compare the wear of four type of ceramics (low-fusing feldspathic, monolithic zirconia, lithium disilicate glass and leucite glass ceramic) with different surface treatments (glazed and polished) against enamel.

All dental porcelain groups included 8 sample of glazed and 8 sample of polished porcelain. This specimens shape was 9 mm diameter circle based cylindrical with 3 mm height. 64 cavity and filling free mandibular 1st premolar teeth, which were removed due to orthodontic or periodontal indications, were prepared to use as antagonist.

Specimens were mechanically loaded in dual-axis chewing simulator and subjected to 600.000 cycles of 50N masticating force each at a frequency of 1 Hz and 10.000 thermal cycles of 5-55 °C.

Optical profilometer (Phaze View / Zee Scope, France) and electron microscope Tescan / Mira 3 / Czech Republic) were used for surface roughness measurements, spectrophotometer (Vita Easyshade Advance / Germany) was used for color measurements of porcelain samples. Sensitive digital scale (A&D Weighing GR-300 lab balance / USA)) was used for weight measurements of antagonist teeth.

Results: Wear and abrasion values between glazed and polished groups of zirconia were found statistically non-significant. ($p > 0,05$) Wear and abrasion values between glazed and polished groups of lithium disilicate glass and leucite glass ceramic were found statistically significant. ($p < 0,05$) Wear values between glazed and polished groups of feldspathic ceramic were found statistically significant ($p < 0,05$) but abrasion values were found statistically non-significant. ($p > 0,05$)

ΔE changes of all ceramic groups were found statistically significant. ($p < 0,05$) Between glazed and polished group; glazed group showed the more color change.

Conclusion: At the end of the study, it was observed that glazed groups of ceramics lost more substance than polished groups and cause more abrasion in antagonist teeth. Also color shift in glazed groups was more than polished groups.

Zirconia ceramics showed less lost substance and cause less abrasion in antagonist teeth.

Keywords: Feldspathic, Zirconia, Lithium disilicate, Leucite, Wear, Abrasion, Chewing Simulator, Surface roughness, Color Stability, SEM, Optical Profilometer, Polished, Glazed

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Giriş	1
1.2. Araştırmanın Amacı	2
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.2. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi	3
2.3. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Özellikleri:	6
2.3.1. Feldspar	7
2.3.2. Kuartz	7
2.3.3. Kaolin	7
2.3.4. Renklendirici Maddeler	8
2.3.5. Opaklaştırıcı Maddeler	8
2.3.6. Cam Modifiye Ediciler	8
2.3.7. Ara Oksitler	8
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	9
2.4.1. Endikasyonlarına Göre	9
2.4.2. Yapım Yöntemlerine Göre:	9
2.4.3. Fırınlama Isılarına Göre	9

2.4.3.1.	Yüksek ısı seramikleri (1300°).....	9
2.4.3.2.	Orta ısı seramikleri (1101°-1300°).....	9
2.4.3.3.	Düşük ısı seramikleri (850°-1100°).....	9
2.4.3.4.	Ultra-Düşük ısı seramikleri (850°).....	9
2.4.4.	Fırınlama yöntemlerine göre:	10
2.4.4.1.	Atmosfer basıncında fırınlanan seramikler	10
2.4.4.2.	Vakum ile fırınlanan seramikler.....	10
2.4.5.	İçeriklerine Göre Seramikler:	10
2.4.5.1.	Feldspatik Seramikler:.....	11
2.4.5.2.	Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler.....	13
2.4.5.3.	Lityum Disilikat İçerikli Seramikler:	13
2.4.5.4.	Stabilize Zirkonya İçerikli Seramikler	15
2.4.5.4.1.	KATANA ML/HT Zirconia:	18
2.4.5.4.2.	Dönüşüm Tokluğu:.....	18
2.5.	Yüzey Pürüzlüğü	18
2.5.1.	Yüzey Pürüzlüğünün Önemi	18
2.5.2.	Yüzey Pürüzlüğü Analizi	19
2.5.2.1.	Profilometre Analizi	19
2.5.2.2.	Taramalı Elektron Mikroskobu	21
2.6.	Dental Porselenlerde Yüzey İşlemleri	22
2.6.1.	Glaze İşlemi.....	22
2.6.1.1.	Overglaze (Applied Glaze) Tekniği:	22
2.6.1.2.	Natural Glaze (Self glaze) Tekniği:.....	23
2.6.2.	Mekanik Parlatma.....	24
2.6.2.1.	Glaze işlemi sonrası parlatma (Glaze + Polish)	24
2.6.2.2.	Parlatma (Polishing)	24
2.7.	Restoratif Materyallerin Aşınmaları.....	25

2.7.1.	Parametrik Olmayan Metot	27
2.7.2.	Leinfelder Metodu	27
2.7.3.	Üç Boyutlu Görüntülerin Karşılaştırılması	28
2.7.3.1.	Temaslı Tarayıcılar.....	28
2.7.3.2.	Temassız Tarayıcılar	28
2.7.3.2.1.	Çizgi Lazer	29
2.7.3.2.2.	Alan Tarayıcıları.....	29
2.7.3.2.3.	Hacim Tarayıcıları.....	29
2.8.	Çiğneme Simülatörü.....	30
2.9.	Renk Tanımı	32
2.9.1.	Renk Analiz Sistemleri.....	32
2.9.1.1.	Munsell Renk Sistemi	32
2.9.1.2.	CIE LAB Renk Sistemi	33
2.9.2.	Renk Ölçüm Cihazları	34
2.9.2.1.	Kolorimetre	34
2.9.2.2.	Spektrofotometre	35
3.	GEREÇ ve YÖNTEMLER	36
3.1.	Deney Gruplarının Oluşturulması	36
3.1.1.	Porselen Gruplarının Hazırlanması	38
3.1.1.1.	Feldspatik Porselenlerin Hazırlanması.....	39
3.1.1.2.	Monolitik Zirkonya Seramiklerinin Hazırlanması	42
3.1.1.3.	Lityum Disilikat Cam Seramiklerinin Hazırlanması.....	43
3.1.1.4.	Lösit Cam Seramiklerinin Hazırlanması	46
3.1.2.	Diş Gruplarının Hazırlanması	47
3.2.	Simülasyon Öncesi ve Sonrası Örneklerinin İncelenmesi.....	47
3.3.	Oklüzyon Similasyonunun Gerçekleştirilmesi	52
3.4.	İstatiksel Değerlendirme.....	56

4.	BULGULAR	57
4.1.	Aşınma Ölçüm Sonuçları	57
4.1.1.	Porselen Örneklerinin Aşınma Sonuçları	59
4.1.2.	Diş Örneklerin Aşınma Sonuçları	73
4.2.	Yüzey Pürüzlüğü Ölçüm Sonuçları (Ra).....	76
4.3.	Renk Ölçüm Sonuçları	82
5.	TARTIŞMA.....	84
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	100
6.1.	Sonuçlar	100
6.2.	Öneriler	101
	KAYNAKLAR.....	102
	ÖZGEÇMİŞ.....	121

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1: Tetrahedral Yapı

Şekil 2. 2: Seramiklerin Sınıflandırılması

Şekil 2. 3: Zirkonyanın Allotropik Formları

Şekil 2. 4: Zirkonya Sıcaklık ve Form İlişkisi

Şekil 2. 5: Ra parametresi diagramı (Whitehead ve ark, 1995)

Şekil 2. 6: Rz parametresi diagramı (Whitehead ve ark, 1995)

Şekil 2. 7: Rpm parametresi diagramı (Whitehead ve ark, 1995)

Şekil 2. 8: Munsell Renk Sistemi

Şekil 2. 9: CIE LAB Renk Sistemi

Şekil 3. 1: Porselenlerin Standardize Edilmesi

Şekil 3. 2: Porselen Örneklerin Boyut Kontrolünün Yapılması

Şekil 3. 3: Feldspatik Porselenlerin Hazırlanması

Şekil 3. 4: Fırınlanma Sonrası Feldspatik Porselen

Şekil 3. 5: Ivoclar Vivadent Programat ep 3000

Şekil 3. 6: Kullanılan Polisaj Kiti

Şekil 3. 7: Monolitik Zirkonyanın Hazırlanması

Şekil 3. 8: Yenamak CAD/CAM Sistemi

Şekil 3. 9: IPS E-max Lityum Disilikat Örneği

Şekil 3. 10: Yenadent CAD/CAM Sistemi

Şekil 3. 11: Kazınmış Lityum Disilikat

Şekil 3. 12: Kazınmış Lösit Cam Seramiği

Şekil 3. 13: Vita Zahnfabrik / Vita Easyshade Advance / Almanya

Şekil 3. 14: Dental Wings / 7 Series / Kanada

Şekil 3. 15: Örneklerin Deney Öncesi ve Sonrası 3D Datalarının Alınması

Şekil 3. 16: Phaze View / Zee Scope, France

Şekil 3. 17: Deney Öncesi ve Sonrası Örneklerin Optik Profilometre Analizleri

Şekil 3. 18: Taramalı Elektron Mikroskopunda (Tescan / Mira 3 / Çek Cumhuriyeti)

Şekil 3. 19: A&D Weighing / GR-300 Lab Balance / ABD

Şekil 3. 20: SD Mechatronik / Chewing Simulator CS-4.8 / Almanya

Şekil 3. 21: Porselenlerin Tutuculara Yerleştirilmesi

Şekil 3. 22: Dişlerin Tutuculara Yerleştirilmesi

Şekil 3. 23: Örneklerin Yerleştirilmesi ve Kalibrasyonu

Şekil 3. 24: Örneklerin 50N Kuvvet Altında Yorulma Aşaması

Şekil 4. 1: Deney Sonrası Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselen

Şekil 4. 2: Deney Sonrası Feldspatik Mekanik (FeM) Grubuna Ait Bir Porselen

Şekil 4. 3: Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü

Şekil 4. 4: Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü

Şekil 4. 5: Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 2.00kx SEM Görüntüsü

Şekil 4. 6: Feldspatik Mekanik (FeM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü

Şekil 4. 7: Deney Sonrası Zirkonya Glaze (ZiG) Grubuna Ait Bir Porselen

Şekil 4. 8: Deney Sonrası Zirkonya Mekanik (ZiM) Grubuna Ait Bir Porselen

Şekil 4. 9: Zirkonya Glaze (ZiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü

Şekil 4. 10: Zirkonya Glaze (ZiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 2.00kx SEM Görüntüsü

Şekil 4. 11: Zirkonya Mekanik (ZiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 100x SEM Görüntüsü

Şekil 4. 12: Zirkonya Mekanik (ZiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 500x SEM Görüntüsü

Şekil 4. 13: Deney Sonrası Lösit Glaze (LöG) Grubuna Ait Bir Porselen

Şekil 4. 14: Deney Sonrası Lösit Mekanik (LöM) Grubuna Ait Bir Porselen

Şekil 4. 15: Lösit Glaze (LöG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 250x SEM Görüntüsü

Şekil 4. 16: Lösit Glaze (LöG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 2.00kx SEM Görüntüsü

Şekil 4. 17: Lösit Mekanik (LöM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü

Şekil 4. 18: Lösit Mekanik (LöM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü

- Şekil 4. 19:** Deney Sonrası Lityum Disilikat Glaze (LiG) Grubu Ait Bir Porselen
- Şekil 4. 20:** Deney Sonrası Lityum Disilikat Mekanik (LiM) Grubu Ait Bir Porselen
- Şekil 4. 21:** Lityum Disilikat Glaze (LiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü
- Şekil 4. 22:** Lityum Disilikat Glaze (LiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü
- Şekil 4. 23:** Lityum Disilikat Mekanik (LiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü
- Şekil 4. 24:** Lityum Disilikat Mekanik (LiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü
- Şekil 4. 26:** Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü
- Şekil 4. 27:** Feldspatik Mekanik (FeM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü
- Şekil 4. 28:** Zirkonya Glaze (ZiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü
- Şekil 4. 29:** Zirkonya Mekanik (ZiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü
- Şekil 4. 30:** Lösit Glaze (LöG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü
- Şekil 4.31:** Lösit Mekanik (LöM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü
- Şekil 4. 32:** Lityum disilikat Glaze (LiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü
- Şekil 4. 33:** Lityum disilikat Mekanik (LiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2. 1: Dental Seramik Sınıfları [42].

Tablo 2. 2: ΔE^* Değeri ve Klinik Renk Eşleşmesi

Tablo 3. 1: Porselen Örnekleri Gruplandırma Tablosu

Tablo 3. 2: Kullanılan Porselenler, İçerikleri ve Firmaları

Tablo 3. 3: Örneklerin İşlem Öncesi ve Sonrası Ortalama Değerleri

Tablo 4. 1: Deney Öncesi ve Sonrası Elde Edilen Hacim, Yüzey Pürüzlüğü, Ağırlık ve Standart Sapma Değerleri

Tablo 4. 2: Aynı Yüzey İşlemi Uygulanan Porselen Örneklerin İşlem Sonrası Hacim ve Standart Sapma Değerleri

Tablo 4. 3: İçeriklerine Göre Porselen Gruplarının Glaze ve Mekanik Alt Gruplarının İşlem Sonrası Hacim ve Standart Sapma Değeri

Tablo 4. 4: Aynı Yüzey İşlemi Uygulanan Porselen Örneklerin Antagonist Dişlerinin İşlem Sonrası Ağırlık ve Standart Sapma Değerleri

Tablo 4. 5: İçeriklerine Göre Porselen Gruplarının Glaze ve Mekanik Alt Gruplarının Antagonist Dişlerinin İşlem Sonrası Ağırlık ve Standart Sapma Değeri

Tablo 4. 6: Aynı Yüzey İşlemi Uygulanan Porselen Örneklerin İşlem Sonrası Yüzey Pürüzlüğü ve Standart Sapma Değerleri

Tablo 4. 7: İçeriklerine Göre Porselen Gruplarının Glaze ve Mekanik Alt Gruplarının İşlem Sonrası Yüzey Pürüzlüğü ve Standart Sapma Değeri

Tablo 4. 8: Porselen Örneklerin Yüzey Uygulamalarına Göre ΔE ve Standart Sapma Değerleri

Tablo 4. 9: İçeriklerine Göre Porselen Gruplarının Glaze ve Mekanik Alt Gruplarının İşlem Sonrası ΔE ve Standart Sapma Değeri

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
°C	Santigrat Derece
σ	Bükülme Dayanımı
μm	Mikrometre
ΔE	Renk Değişkeni
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
B_2O_3	Bor Oksit
BaO	Baryum Oksit
BDT	Bilgisayar Destekli Tasarım
BDÜ	Bilgisayar Destekli Üretim
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO ₂	Seryum Oksit
CIE	Commission Internationale D'Eclairage L*a*b
Co	Kobalt
CTE	Termal Genleşme Katsayısı
Cu	Bakır
CÜTAM	Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama Ve Araştırma Merkezi
Fe	Demir

FZP	Tam Stabilize Zirkonya
GPa	Gigapaskal
HT	Yüksek Geçirgenlik (High Translucent)
K ₂ O	Potasyum Oksit
Klc	Kırılma Dayanımı
Li ₂ O	Lityum Oksit
LT	Düşük Geçirgenlik (Low Translucent)
MgO	Magnezyum Oksit
ML	Çok Katmanlı (Multi Layered)
Mn	Mangan
MO	Orta Opaklık (Medium Opacity)
M.Ö.	Milattan Önce
MPa	Megapaskal
M.S.	Milattan Sonra
Na ₂ O	Sodyum Oksit
Ni	Nikel
P ₂ O ₅	Fosfor Pentaoksit
PEEK	Polieter Eter Keton
PSZ	Yarı Stabilize Zirkonya
Ra	Ortalama Yüzey Pürüzlüğü
Rpm	Ardaşık 5 Parçanın Ana Derinlik Seviyesi
Rz	Ardaşık 5 Parçanın Ortalama Yüksekliği

SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SiO ₄	Silica Tetrahedron
SPSS	Statistical Package for Social Science
Ti	Titanyum
TiO ₂	Titanyum Dioksit
TZP	Tetragonal Stabilize Zirkonya
USPHS	United States Public Health Service (Amerika Birleşik Devletleri Kamu Sağlık Hizmetleri)
Y ₂ O ₃	Yttrium Oxide
Y-TZP	Yttrium ile Tetragonal Stabilize Zirkonya
ZnO	Çinko Oksit
ZrO ₂	Zirkonyum Dioksit

1. GİRİŞ

1.1. Giriş

“Estetik” kelimesi Yunanca “aisthesis” veya aisthanesthai” kelimelerinden gelir. Duyum, duyular, algı, duygu ile algılamak gibi anlamlar taşır. Bugün estetiğin en temel kavramı güzelliştir. Güzellik ise çağdan çağa, toplumdaki topluma ve insandan insana, hatta insanın yaşına, mesleğine, içinde bulunduğu sosyal ve psikolojik duruma göre değişen bir değerdir [1].

Günümüzde ise restoratif diş hekimliğinde “estetik” kavramı doğal uyumlu bir görünüm ile eş anlamlı olarak kullanılmaktadır ve giderek önem kazanmaktadır. Kusurlu bir gülümsemenin fiziksel bir problem olarak kabul edildiğini, çekici ya da hoş bir gülümsemenin ise kişiler arası ilişkilerde ilk izlenimi iyileştirdiğini, kişinin toplum içinde kabulünü kolaylaştırdığını söyleyebiliriz [2].

Diş hekimliği, estetik kavramının yanı sıra oral fonksiyon ve materyal dayanımı konularına odaklanır. Bu nedenle diş hekimleri yüz yılı aşkın bir süredir ideal restoratif materyal arayışı içerisinde. Metal alt yapıli seramiklerin ışık geçirgenliğinin az olması, diş etinde renklenmeye sebep olabilmeleri ve metale karşı alerjik kontak stomatit gibi istenmeyen durumlarla karşılaşılması bu yöntemin olumsuz yönlerinin başında geliyordu [3].

Teknolojinin gelişmesiyle ve hastaların doğal olana yönelmesiyle, diş hekimliğinde tam seramik restorasyonları önem kazanmıştır [4]. Bu seramiklerin marjinal kenar uyumu, dokularla biyolojik uyumu, renk stabilitesi, kimyasal dayanıklılığı ve aşınma direnci onları cazip kılan özellikleridir [5, 6]. Fakat bu seramikler kırılabilir yapıdadır ve sınırlı çekme direncine sahiptir [7]. Bu olumsuz özelliklerin giderilmesi ve arzu edilen estetiğin sağlanmasına yönelik çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalar günümüzde kullanılan cam matriks seramikleri, polikristal seramikleri ve resin matriksli seramiklerin ortaya çıkmasını sağlamıştır [8].

Dental porselenlerin kullanımları sırasında, estetik özelliklerini artırması doğal diş görünümünü kazanması, plak retansiyonunu azaltması ve temizlenmeyi kolaylaştırması amacıyla glaze uygulaması yapılmaktadır [9,10]. Fakat çoğu simantasyon işlemi sırasında, oklüzal uyumlamalarla glaze tabakası kaldırıldığı bilinmektedir [11]. Ayrıca

linik çalışmalarda, ağız ortamında glaze tabakasının altı ay gibi sürede porselen üzerinden kalktığı bildirilmiştir [12]. Kalkan glaze tabakası sonrasında dental porselenler, daha pürüzlü ve estetik özellikleri azalmış görüntü sergilemektedir. Artan yüzey pürüzlülüğünün restoratif materyallerin renklenmeleri üzerine olumsuz etkilerinin olduğu rapor edilmiştir [13]. Bollen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ortalama yüzey pürüzlülüğü 0,2 µm den fazla olan restorasyonların renklenmeleri arttırdığı gibi plak birikimlerini de arttırdığını bildirmişlerdir [14]. Literatürde yapılan çalışmalardan edinilen verilere göre, restorasyonların yüzey pürüzlülüğü artıkça daha aşındırıcı oldukları da açıklanmıştır [15, 16].

1.2. Araştırmanın Amacı

Çalışmamızın amacı; Farklı içerikteki porselen sistemlerinin, Feldspatik (Super Porcelain EX-3, Kuraray Noritake Dental Inc.), zirkonya (Katana Zirkonya UTML, Kuraray Noritake Dental Inc.), lösit (IPS empress CAD, İvoclar ViVADENT), lityum disilikat (IPS e.max CAD, İvoclar ViVADENT) glaze uygulanmış halleriyle mekanik cila uygulanmış hallerinin, çiğneme simülatöründe işlem görmeleri sonucu aşınma ve renk değişimlerini araştırmaktır.

Çalışmamızın hipotezi; Kullanılan dental porselenlerin farklı yapısal özelliklerine bağlı olarak, glaze ve mekanik cila uygulanmış örnek gruplarının, aşınma ve renk değişimlerinde farklılığın olabileceğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik sözcüğü; topraktan yapılmış veya pişirilmiş madde demektir ve Yunanca “keramos, keramikos, keramenes” kelimelerinden gelmektedir [17]. Seramik; yüksek bir ısıda pişirilen metal olmayan bir mineralden (ör: kil) yapılmış herhangi bir ürünü tanımlar [18].

Porselen feldspar, kuartz ve kaolin içeren ve yüksek sıcaklıkta pişirilen seramik ailesine ait bir maddedir. Dental seramikler de bu aileye dahil edilir ve “Dental Porselen” olarak tanımlanır.

Seramik sektöründe kullanılan sert seramikler ile diş hekimliğinde kullanılan dental seramikler yapısal olarak birbirlerine çok yakındır ve bu seramikler genel olarak silikat yapıdadır. Bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı kombinasyonudur [19, 20]. Seramikler; güçlü kovalent ve iyonik bağlara sahiptir. Bu bağlar, seramiklere stabilite, sertlik, kimyasal ve ısıl etkilere direnç gibi olumlu özellikler sağlar. Fakat bağların bu yapısı seramiğin kırılma olmasına da neden olur [20].

2.2. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Seramiğin geçmişinin M.Ö. 3500 yıllarına dayandığı bilinmektedir. İlk defa bu tarihlerde Antik Mısırda çamur ve kum refrakter maddeleri kullanarak cam kaplar üretilmiştir.

M.Ö. 1400 yıllarında ise farklı kalıplar kullanılarak metal ve cam dökümü yapılmıştır [21, 22].

M.Ö. 50 yıllarına geldiğimizde Çin’de seramik üretiminin başladığını görüyoruz. M.S. 1000 yıllarda oluşan seramik yapımının Haçlı Seferleri (1095 – 1272) sırasında Avrupa’ya yayıldığı biliniyor [21].

Fransız eczacı Alexis Duchateau’nun 1774 yılında tam protezler için seramik diş üretimine başlamasıyla diş hekimliğinde seramik kullanımı başlamıştır. Böylece

Avrupa ve Amerika’da dental seramiklerle ilgili çalışmalar artmıştır. Tek üyeli seramik dişlerin üretimi ise ilk defa 1808 yılında İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Fonzi tarafından Paris’te yapılmıştır. Fakat opasite ve kırılmalık yönünden başarılı olamamıştır [23-25].

1833 yılında, Murphy platin folyo kullanarak seramik inley üretmiştir. Charles H. Land ise 1886-1888 yılları arasında platin folyo üzerine seramiği pişirerek sabit protezler de seramik kullanımını sağlarken, 1901’de de ilk kez seramik laminate veneer’i üretmiştir. 1903 yılında da ilk seramik kuron yapım aşamalarını yayınlamıştır [20]. Bu restorasyonlar oldukça estetik olmasına rağmen yüksek kırılmalık göstermiştir [25].

Bu çalışmaların akabinde, seramiğin sabit restorasyonlar da kullanımı ile kırılmalığın giderilmesine yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. 1910 ve 1918 yıllarında ilk kez Fishes dental seramik ve diğer maddelerin mekanik özelliklerini bilimsel olarak araştırmıştır. 1925 yılında, Dr. Alber Le Gro’nun “Ceramics in Dentistry” adlı kitabı yayınlanmıştır [25].

Dental seramikler 1930-1940’larda pişirme ısılarına göre yüksek ısı (1200- 1450°C), orta ısı (1050-1200°C), düşük ısı (850-1050°C) seramiği olarak sınıflandırılmıştır.

1930’larda kuron ve köprü yapımında yüksek ısı seramikleri kullanılmış, 1940-1950’li yıllarda ise düşük ve orta ısı seramikleri yaygınlaşmıştır. 1980’lerde diş hekimliğinde düşük ısı seramiklerine daha yakın ilgi gösterilmeye başlanmıştır [26].

Günümüzde kullanılan modern dental seramikler de orta ve düşük ısı seramiklerin bir çeşididir.

Dental seramiklerin vakum altında pişirilmesi 1940’larda ortaya çıkmıştır. Düşük atmosfer basıncı altında pişirmenin kabul görmesiyle seramik restorasyonların yarı şeffaflığı da geliştirilmiştir. Ayrıca, seramiğin vakum altında fırınlanması ile seramikte daha az porözite oluştuğu gözlenmiştir [26].

1950’lerde sabit protezler de metal destek kullanımı ile araştırmalar başlamıştır ve 1962 yılında metal destekli seramik kuron yapım yöntemlerinin patenti M. Weinstein, S. Katz ve A.B. Weinstein tarafından alınmıştır.

Yine 1962'de seramik ve soy metal alaşımları arasındaki bağlantı geliştirilirken, altın ve alaşımları için de özel seramik sistemi geliştirilmişti. Böylece metal destekli seramik restorasyonların klinik kullanımı da geliştirilmiştir [4, 20].

Soy metal alaşımlar ve seramik arasındaki bağlantı sıkıntıları ve altın fiyatlarındaki artış yarı soy metal alaşımların da kullanımını başlatmıştır.

Metal destekli seramiklerde %97,7 oranında yüksek bir başarı sağlanmasına rağmen birçok dezavantajları ortaya çıkmıştır.

Son yıllarda ise metal alt yapının estetik ve biyolojik uyumsuzluğu ve soy metallerin yüksek maliyeti, çalışmaları tam seramik restorasyonlara yöneltilmiştir [20].

İngiltere'de 1965 yılında Mc Lean ve Huges % 40-50 oranında Al_2O_3 içeren camsı matrikse sahip alüminöz kor seramik formülünü geliştirmiştir. Seramiğin dayanıklılığının artmış olması bu sistemin avantajı olmasına rağmen dezavantajları da vardı. Opak görünüme sahip alüminöz kor seramiğin feldspatik st yapı seramiği ile maskelenmesi estetik bir restorasyon için gerekliydi fakat platin folyo kullanımı ve fırınlanma esnasında seramikte oluşan yüksek oranda büzülme (%15-20) kenar uyumunu zorlaştırmaktaydı [20].

1983'te O'Brien tarafından geliştirilen magnesia-core maddesi, geleneksel alüminöz seramikten daha dayanıklıydı ama ısısız genleşme katsayısı daha yüksekti. Aynı yıl Zürih niversitesi'nde, ısı ve basınç altında hazırlanan IPS-Empress tam seramik sistemi geliştirilmiştir.

Alumina, Spinell ve Zirkonya olmak üzere üç tipi olan In-Ceram sistemi 1989'da Sadoun tarafından tanıtılmıştır ve yüksek dayanıklılığa sahiptir [27-29].

1985'de hasta başında inley üretimi ile diş hekimliğinde bilgisayar destekli retim (BDT/BD) ilk kez kullanımı başlamıştır [30]. Bu sistemin öncüsü Dr. Mörmann, Cerec sistemini geliştirmiştir.

1993 yılında Andersson ve Oden BDT/BD teknolojisini yüksek saflıkta alüminyum oksit kullanılarak Procera AllCeram sistemini uygulamıştır.

Zirkonyum oksit esaslı Cercon sistemi 2000 yılında (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) piyasaya sunulmuştur. Bu sistem çok üyeli köprülerin arka dişlerde kullanımını sağlamıştır [27].

Yarı sinterli Y-TZP blokların kullanıldığı Lava tam seramik sistemi (3M ESPE, Seefeld, Germany) 2002 yılında piyasaya çıkmıştır [29].

2005 yılında seramiğin fiziksel özellikleri ve yarı şeffaflığı artırılarak ısı ve basınç altında üretilen IPS e.max Press geliştirilmiş ve piyasaya sunulmuştur [29].

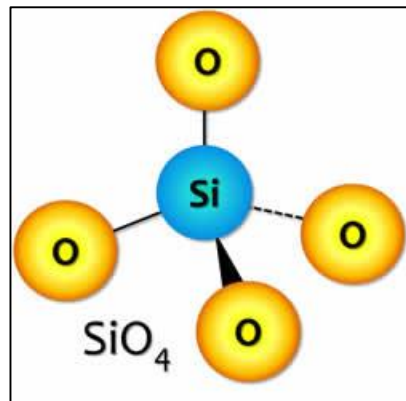
Tam seramik sistemlerin gelişimi ile metal alt yapının görsel yansımından kaynaklanan özellikle estetik olumsuzluklar ortadan kalkmakta ve restorasyon yüzeyine gelen ışığın geçişine imkan verilmektedir. Ayrıca kullanılan restoratif maddeler arasında en yüksek biyolojik uyumu gösterdikleri de bilinmektedir [31].

Seramik restorasyonların korozyon, aşınma ve asitlere direnci birçok maddeye göre daha iyidir. Üstün estetik özellikleri seramik sistemlere olan ilgiyi daha da arttırmıştır. Yapılan çalışmaların sonucunda fonksiyon, estetik, biyolojik uyum ve hijyenik özellikler gibi gereksinimler tam seramik sistemler ile sağlanabilmektedir [27].

Tam seramik sistemlerin geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar, günümüzde de son hızla devam etmektedir.

2.3. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Özellikleri:

Dental seramiklerin temel bileşenini Silisyum katyonunun, dört oksijen anyonu ile yaptığı tetrahedral geometriye sahip (dört yüzünde üçgen yüzey bulunan yapı) molekül yapısı (SiO_4) oluşturur. (Bkz. Şekil 2.1)



Şekil 2. 1: Tetrahedral Yapı

Bu moleküler yapı dental seramiğin viskozite, erime ısısı, kimyasal dayanıklılık ve ısıl genişleme gibi özelliklerine belirleyici etkisi bulunmaktadır [19, 20].

Dental seramiklerin yapısında; feldspar, kuartz, kaolin ile renk pigmentleri, opaklaştırıcı maddeler, ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de bulunmaktadır [20, 25].

2.3.1. Feldspar

Ana bileşeni silikon dioksit olan Feldspar, seramiğin ana yapısını oluşturur. Seramik içeriğinde en az %60 oranında bulunur. Seramiğe belirli bir şeffaflık veren maddedir ve camsı fazı sağlar. Erime derecesi 1100-1300 °C arasındadır. Fırınlama esnasında eriyerek kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur [32].

Feldspar hiçbir zaman saf değildir. İçinde daima değişik oranlarda Na₂O ve K₂O bulunur. Feldspar, ortoklas (K₂OAl₂O₃6SiO₂), albit (Na₂OAl₂O₃6SiO₂) ve anortit (CaOAl₂O₃2SiO₂) şeklinde olabilir[33]. Diş hekimliğinde genellikle yüksek potasyum içerikli feldspar (K₂OAl₂O₃6SiO₂) tercih edilir.

Potasyum feldspar (K₂OAl₂O₃6SiO₂), seramiğin şeffaflığını artırırken fırlama sırasındaki şekil bozulmasını engelleyebilmesi nedeni ile tercih edilir [20, 25, 32].

2.3.2. Kuartz

Yapısı SiO₂'ten oluşan kuartz doğada yaygın olarak görülmektedir. Seramik yapı içerisinde %10-30 oranında bulunur. Dental seramik yapı içerisinde doldurucu görevi yapar. Erime ısısı yüksek olduğu için pişirmeden kaynaklanabilecek büzülme önler. Isıl genişleme katsayısını kontrol eder ve stabilite sağlayarak seramiğin dayanıklılığını artırır [20, 25, 32].

2.3.3. Kaolin

Kaolin (Al₂O₃2SiO₂2H₂O); dehidrate alüminyum silikattır. Çok ince, yumuşak ve kilsli bir maddedir. Çin kili olarak da bilinir. Opak görünümündedir. Seramiğin yapısında %1-10 arasında bulunur. Dental seramiğe şekillendirme kolaylığı sağlar. Kuartz ve feldspar arasında bağlayıcı olarak görev yapar. Fırınlanmamış seramiğin taneciklerini bir arada tutar. Şekillendirici ve bağlayıcı özelliğinden yararlanır [20, 25, 32].

2.3.4. Renklendirici Maddeler

Seramiğe renk vermek amacı ile Ti, Mn, Fe, Co, Cu vb. elementlerin yüksek ısıya dayanıklı metal oksitleri kullanılır. Bu oksitler, feldspar ve ince cam tozu ile yüksek ısıda birleştirilir. Oluşan yapının öğütülmesiyle seramik renk pigmentleri elde edilir. Titanyum oksit sarı rengi, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt alüminat mavi, krom veya bakır oksit mavi-yeşil, manganez gri, demir fosfat veya platin ise yine gri rengi elde etmek için kullanılır [20, 25, 32].

2.3.5. Opaklaştırıcı Maddeler

Diş dokusuna daha yakın bir görünüm elde edebilmek için, oldukça şeffaf olan seramiğe opaklaştırıcı maddelerin ilave edilmesi gerekir. Opaklaştırıcı maddeler çok ince öğütülmüş metal oksitler içerir. Bu oksitlerden bazıları seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir. Özellikle metal destekli seramik restorasyonlar da, opaklaştırıcı yapıların ilavesi ile iyi estetik sonuçlar alınır. Tanecik boyutları ve cam matriks içinde dağılımları farklı olan opaklaştırıcı maddeler, ışığı farklı şekilde yansıtırlar [20, 25, 32].

2.3.6. Cam Modifiye Ediciler

Potasyum, sodyum, magnezyum, kalsiyum, baryum ve kalsiyum oksit cam modifiye edicilerdir. Silisyum gibi cam yapıcı elementler ile oksijen arasındaki bağlantıyı azaltarak camın erime derecesini düşürürler [20, 25, 32].

2.3.7. Ara Oksitler

Cam modifiye edicilerin ilavesiyle seramiklerin erime derecesi düşerken viskoziteleri de azalır. Ancak dental seramikler fırınlama sırasında ortaya çıkan akmaya (piroplastik akma) karşı dirençli olmak zorundadırlar. Bu da, akışkanlığa direnç sağlayan ara oksitlerin kullanılmasıyla sağlanır. Bir camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi bir ara oksit sayesinde artırılabilir [20, 25, 32].

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler gelişimleri süreci boyunca geçmişten günümüze pek çok sınıflandırmaya tabi tutulmuşlardır. Genel olarak kullanılan sınıflama yöntemleri [5];

2.4.1. Endikasyonlarına Göre

Dental seramikler ağız içindeki anterior bölgelerde veya posterior bölgelerde kullanımına göre sınıflandırılabilir [5].

2.4.2. Yapım Yöntemlerine Göre:

Dental seramiklerin sınıflandırması, üretimlerinde kullanılan metodlar olan; geleneksel toz/sıvı karışımı ile üretim, döküm ile üretim (Dicor, Cerapearl), slip-cast, İnfiltrate seramikler (Cerestore, In-ceram, Optec, Hi-ceram), kazıma yöntemleri olan CAD/CAM (Dijital) ya da sadece CAM (Analog) yöntemiyle üretim, sıcak izostatik presleme ile üretim, slip cast üretim adı altında toplanabilmektedir. [5] Hatta bazı sınıflandırmalar dental seramikleri, 'Elle üretim' ve 'Makine yardımıyla üretim' başlıkları altında da sınıflandırma katmıştır [34, 35].

2.4.3. Fırınlama Isılarına Göre

2.4.3.1. Yüksek ısı seramikleri (1300°)

2.4.3.2. Orta ısı seramikleri (1101°-1300°)

2.4.3.3. Düşük ısı seramikleri (850°-1100°)

2.4.3.4. Ultra-Düşük ısı seramikleri (850°)

Seramiklerin erime derecelerindeki bu farklar sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, potasyum karbonat ve boraks gibi eriticilerin bileşimindeki miktardan kaynaklanmaktadır.

Düşük ısı seramiği, yüksek ve orta ısı seramiklerine göre daha düşük miktarda kaolin ve daha yüksek miktarda eritici içermektedir.

Yüksek ve orta ısı seramikleri, hareketli protezler de kullanılan seramik dişlerin üretiminde kullanılmaktadır.

Düşük ve ultra-düşük ısı seramikleri ise kuron-köprü restorasyonların yapımında kullanılmaktadır.

Ultra-düşük ısı seramiklerin metal destekli restorasyonlarda kullanılmasının avantajı, fırınlama süresini düşürmesi ve alt yapının bozulma riskini azaltmasıdır [5, 36].

2.4.4. Fırınlama yöntemlerine göre:

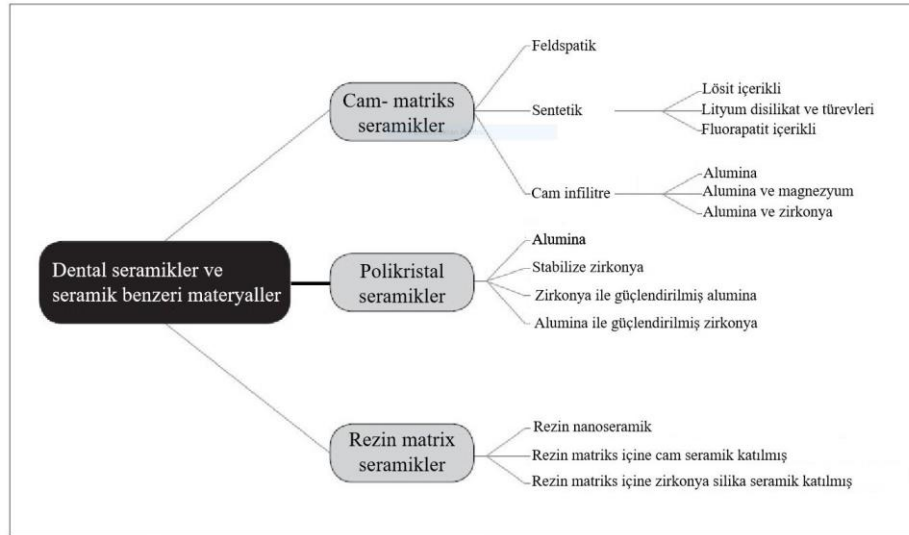
2.4.4.1. Atmosfer basıncında fırınlanan seramikler

2.4.4.2. Vakum ile fırınlanan seramikler

Fırınlanan seramik içindeki yapılar, erimeye ve birbirleriyle bağlanmaya meyillidirler. Sıcaklığın yükselmesiyle akışkan hale gelen bu oluşum, aradaki hava boşluklarını dolduracak şekilde hareket eder. Ancak oldukça viskoz yapıda olmasından dolayı havanın içeride hapsolmesi ile porözite gelişebilir. Poröziteyi azaltmak amacı ile vakum altında fırınlama sistemi kullanılır [5, 25].

2.4.5. İçeriklerine Göre Seramikler:

Ayrıca son yıllardaki teknolojik gelişmeler dental seramiklerin içeriklerinin geliştirilmesi, dental seramikleri yapılarında bulunan kristal ve matrix yapılarına göre de sınıflandırılabilirliğini gözler önüne sermiştir [8]. (Bkz. Şekil 2.2)



Şekil 2. 2: Seramiklerin Sınıflandırılması

2.4.5.1. Feldspatik Seramikler:

Geleneksel feldspatik seramikler, restorasyonların estetiğini sağlayan ve düşük dayanıklılığa sahip silika esaslı bir seramik türüdür. Geleneksel feldspatik seramiğin içeriği; % 69 silika (SiO_2), % 8 alümina (Al_2O_3), genleşmeyi kontrol eden % 8-10 arasında potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile birlikte % 1 borik oksit (B_2O_3) ve % 0.8 kalsiyum oksit (CaO)'ten oluşmaktadır.[38] Bükülmeye karşı dayanıklılığı 60-70 MPa arasındadır [39]. (Bkz. Tablo 2.1)

Kırılgan yapı göstermeleri genellikle metalle veya güçlendirilmiş seramik alt yapılarla kullanımını gerektirir, bu durumda bükülme dayanımları 530 Mpa kadar çıktığı söylenmiştir [20]. Restorasyonların estetik kısmını oluştururlar. Feldspatik seramikler, metal destekli seramik restorasyonların ve pek çok farklı dental seramiklerin hazırlanmasında kullanılabilirler [38]. Feldspatik seramikler, veneer restorasyonlar için en yaygın olarak kullanılan seramik çeşididir. Feldspatik seramikler çok iyi estetik özellikler ve en önemlisi translusensi sergilerler [25].

Feldspatik seramikler, üretim yöntemleri bakımından çeşitlilik göstermektedirler. Platin folyo ve ısıya dayanıklı day teknikleri veya frezeleme sistemleri ile hazırlanabilirler [40, 41]. Feldspatik seramikler fırınlanmaları esnasında hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak da % 11-15 oranında büzülme gösterirler. Metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucu restorasyonun bitim sınırındaki seramiğin boyutsal değişimi kontrol edilebilmektedir [4]. Bu silika esaslı seramikler, kırılma direnci ve limitli esneme gösterirler. Ancak rezin simanlar ile yapılan simantasyon işlemi, seramik restorasyonun ve destek dişin kırılma direncini arttırmaktadır. Silika bazlı seramiklerin diş yüzeyi ile bağlantıları için %10' luk hidroflorik asitle son derece başarılı sonuçlar vermektedir [20].

Tablo 2. 1: Dental Seramik Sınıfları [42].

Materyal	Kristal Faz	İşleme Yöntemi	Fiziksel Özellikler	
Feldspatik Porselen	Amorf Cam	Isıya dayanıklı day ve frezeleme.	σ :	60-70 MPa
			Klc:	0,92-1,26 MPa.m ^{1/2}
			H:	6 GPa
			E:	70 GPa
			CTE:	Uygulamaya bağlı değişken
Lösit-cam seramik (IPS Empress Esthetic & IPS Empress CAD)	KAISi ₂ O ₆ (tetragonal faz)	Sıcak Pres CAD/CAM	σ :	160 MPa
			Klc:	1,3 MPa.m ^{1/2}
			H:	6.2 GPa (vickers)
			E:	65 GPa
			CTE:	16,6 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹ (100-400 °C); CTE: 17,5 X 10 ⁻⁶ K ⁻¹ (100-500 °C)
Lityum disilkat-cam seramik (IPS emax)	Li ₂ Si ₂ O ₅	Sıcak Pres CAD/CAM	σ :	360/400MPa
			Klc:	2,25/2,75MPa.m ^{1/2}
			H:	5.8 GPa (vickers)
			E:	95 GPa
			CTE:	10.2 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹ (100-400 °C) VTE: 10,5 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹ (100-500 °C)
Stabilize Zirkonya	ZrO ₂ (tetragonal faz)	CAD/CAM	σ :	900-1400 MPa
			Klc:	6-10 MPa.m ^{1/2}
			H:	13,9 GPa
			E:	205-210 GPa
			CTE:	CTE: 10,5 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Mine	≈ %90 Ca ₅ (PO ₄) ₃ OH (hidroksiapatit)		σ :	261-288 MPa (dentin tarafından desteklenmiyorsa 10 MPa)
			Klc:	Klc:0,6-1,5 MPa.m ^{1/2}
			H:	3-5 GPa
			E:	70-100 GPa
Dentin	≈ %70 Ca ₅ (PO ₄) ₃ OH (hidroksiapatit)		σ :	232-305 MPa
			Klc:	3,1 MPa.m ^{1/2}
			H:	:0,6 GPa
			E:	15-30 GPa

σ : bükülme dayanıklılığı, Klc: kırılma dayanıklılığı, H: sertlik, E: elastisite modülü (young's modulus) CTE: termal genleşme katsayısı

2.4.5.2. L6sitle kristalleri ile g6c1lendirilmiş seramikler

Cam seramik yapıyı çatlak oluşununun veya oluşan çatlak yapıların ilerlemesinin 6nlenmesi amacıyla 1-5 μm boyutlarında l6sitle kristalleri kullanılmıştır [43]. L6sitle kristalleri ile g6c1lendirilmiş seramikler genel olarak d6şuk ve y6ksek l6sitle içeren seramikler olarak iki ayrılırlar. D6şuk içerikli l6sitle içeren seramikler genel olarak metal alt yapılar için 6st yapı seramiği g6revi g6r6r iken, hacimce %50 l6sitle içeren, y6ksek l6sitle içeren seramikler 1983 yılında Z6rih 6niversitesinde 6retilen IPS Empress sistemi ilk olarak 1990 yılında piyasaya s6r6lm6řt6r [44]. Burada l6sitle yapı içerisinde yer alması l6sitle kristallerinin cam partik6llerinin y6zeyel kısımlarından merkezine doğru b6y6me g6sterdiği, kontroll6 y6zey kristalizasyon ile gerçekleşir. Bu sistemde restorasyonlar ısı ve presleme ile elde edilebildikleri gibi g6n6m6zde CAD/CAM teknikleriyle de 6retilmektedir [45]. Sistemde farklı ışık geçirgenliklerine ve polikromatik 6zelliklere sahip blok ve ingotlar bulunmaktadır [46]. B6kme direnci ortalama 105-120 MPa'dır [47]. Kırılma direnci 1.3 Mpa dır [42]. Endikasyonları 6n ve arka b6lge kuron protezleri, lamina, inlay ve onley restorasyonları olarak belirtilmektedir [48]. (Bkz. Tablo 2.1) IPS Empress CAD'in içeriği; ağırlıkça %59–63 SiO₂, %19–23.5 Al₂O₃, %10–14 K₂O, %3.5–6.5 Na₂O, %0–1 B₂O₃, %0–1 CeO₂, %0.5–3 CaO, %0–1.5 BaO, %0–0.5 TiO₂ [49].

2.4.5.3. Lityum Disilikat içerikli Seramikler:

L6sitle içerikli seramiklerin, estetik başarısının iyi olması ve kırılma dayanımlarının neredeyse feldpatik porselenlere kıyasla iki kat fazla olmasına rağmen, posterior b6lgelerde kullanımlarında başarılı olamamıştır [42]. Mekanik dayanımlarının yetersiz olması sonucu yapıya lityum disilikat partik6lleri eklenmiş, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechstein 2003) porselen sistemlerinin 6retilmesini sağlamıştır. Daha sonra 2005 yılında malzemenin fiziksel 6zellikleri ve ışık geçirgenliği florapatit kristalleri ile geliştirilerek IPS E-max isiminde yeni sistem tanıtılmıştır [32]. Bu sistemler genel olarak %70 oranında matrix içinde d6zg6n dağılımlı lityum disilikat (Li₂Si₂O₅) kristalleri içerirken geri kalan hacmi matrix içinde gelişi g6zel dağılımlı çok az miktarda lityum ortofosfat (Li₃PO₄) almaktadır [42].

Isı ile preslenerek 6retim için IPS E-max Press ingotları ve CAD/CAM sistemler için, (HT) y6ksek transl6sensi, (LT) d6şuk transl6sensi ve (MO) medium opasiteye sahip

blokları olan IPS E-max CAD blokları bulunmaktadır. Endikasyonları ön ve arka bölge kuron protezleri, ön ve premolar bölge 3 üyeli köprü protezleri, inley ve onley restorasyonları olarak belirtilmiştir [50]. (Bkz. Tablo 2.1)

Firmanın belirttiği şekilde ağırlıkça kimyasal içerik yüzdelerinin dağılımı; %57.0–80.0 SiO₂, %11.0–19.0 Li₂O, %0.0–13.0 K₂O, %0.0–11.0 P₂O₅, %0.0–8.0 ZrO₂, %0.0–8.0 ZnO, %0.0–5.0 Al₂O₃, %0.0–5.0 MgO, and %0.0–8.0 renklendirici oksitler. P₂O₅ (Diazot penta oksit) lityum silikat fazlarının hacimsel çekirdekleşmesini destekleyen, heterojen bir çekirdekleştirici madde görevi görmesi nedeniyle önemli bir bileşendir [42].

Lityum disilikat seramiklerin kristalizasyonu lösit içerikli seramiklerle karşılaştırıldığında, çekirdek kristallerin cam partikülleri boyunca büyüdüğü hacimsel kristalleşmedir. IPS E-max press ingotları ile IPS E-max CAD bloklarının kimyasal kompozisyonları aynıdır fakat üretim çeşidine göre iki aşamalı veya üç aşamalı kristalizasyon yöntemine göre üretilmektedirler [42]. Her iki durumda da, ana cam, bir çelik kalıba basınçlı döküm ile kuvarz, lityum oksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve renk veren oksitler içeren sentetik hammaddelerin cam bir eriyiği ile cam blok veya külçe haline getirilir. Oda sıcaklığına soğumadan önce dökülen eriyik, cam bloğu rahatlatmak ve camda stres oluşumunu önlemek için 450-550 ° C'de önceden ısıtılmış bir fırına aktarılır. Bu aşamada, cam blok, sonraki kristalleştirme ısıl işlemlerini gerçekleştirirmeden önce, lityum silikat fazlarının çekirdek oluşumunun başlatmak ve maksimum çekirdeğin oluşumu sağlanması için yaklaşık 1 saat boyunca aynı sıcaklıkta fırında tutulabilir.

IPS E-max CAD bloklarının istenilen formda yapının frezle işlenebilir olması için, üç aşamalı kristalizasyon izlenir, bunların birincisi, metasilikat kristalleri için gerekli olan, maksimum çekirdek oluşumunun sağlanması 450° ile 550 ° C'de yaklaşık bir saat fırında bekletilmesidir. Materyal daha sonrasında oda sıcaklığına soğumaya bırakılır ve bu sırasında da maksimum oranda çekirdek oluşumunun devamlılığı sağlanır. Devam eden basamakta materyalin mekanik bakımdan zayıf mavi renkli frezle işlenebilir formun kazanılması için gerekli olan kritik metasilikat (Li₂SiO₃) kristallerin oluşturulmasıdır. Bu ikinci basamakta 10-30 dakika boyunca 690-710 °C'lik bir sıcaklıkta ısıtılır ve böylece boyutları 0.2 ile 1 µm arasında, hacimce %40 lik lityum

metasilikat kristallerinin bulunduğu 130 MPa bükülme mukavemetine sahip materyal oluşturulur.

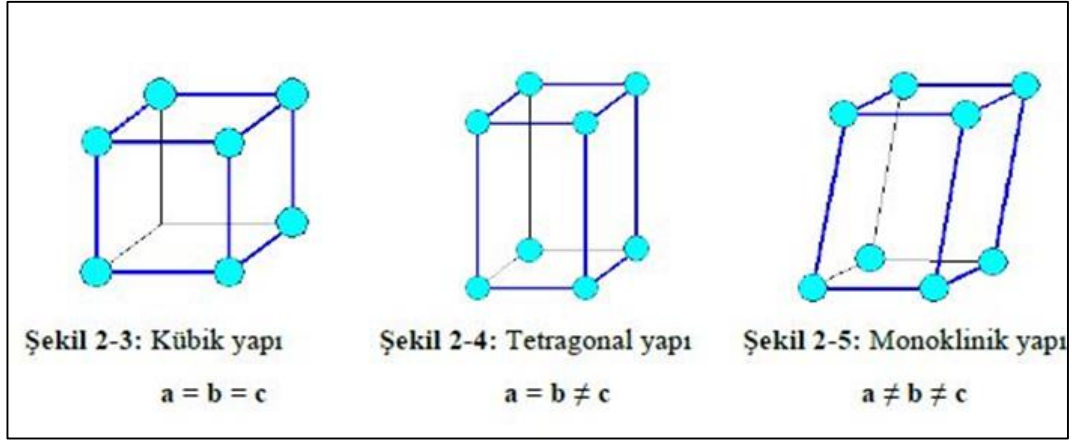
Üçüncü ve son basamakta formu verilen yapı 850 ° C'de 20 ile 30 dakika fırınlanır ve seramiğimiz 1,5 µm büyüklüğünde, hacimce %70 Lityum disilikat kristalleri içeren bükülme direnci 360 MPa ve fraktür direnci 2,25 MPa.m^{1/2} olan lityum disilikat seramiğimiz oluşturulur [42].

Kayıp mum sıcak presleme tekniğini kullanarak restorasyonların imalatı için lityum disilikatın kristalleştirilmesi için iki aşamalı bir kristalleştirme işlemi kullanılır. Birinci aşamada, soğutma aşamasında veya ön ısıtma aşamasında oluşan çekirdekleri içeren cam külçe çekirdeklendirilir ve kristalleştirilir 750-850 ° C'de yaklaşık iki saat boyunca tek bir ısı işlemle lityum disilikat'a dönüştürülür. Diş laboratuvarında yapılan ikinci aşamada, kristalize ingot, arzu edilen restorasyonun oluşturulması için kayıp mum tekniğiyle yapılan diş kalıbına viskoz döküm için 920 ° C'de, 5-15 dakika boyunca sıcak preslenir. Bu son sıcak basma basamağı yaklaşık% 70'lik bir hacime sahip, 3-6 µm uzunluğunda iğne benzeri lityum disilikat kristalleri verir. Bu uzunlamasına kristal yapı, CAD/CAM ile oluşturulan çubuk benzeri kristal yapıdaki seramiğe göre, sırasıyla bükülme direnci 400 MPa ve fraktür direnci 2,75 MPa.m^{1/2} ile biraz daha yüksek mekanik özelliklere sahip seramiğin oluşumunu sağlar [42].

2.4.5.4. Stabilize Zirkonya İçerikli Seramikler

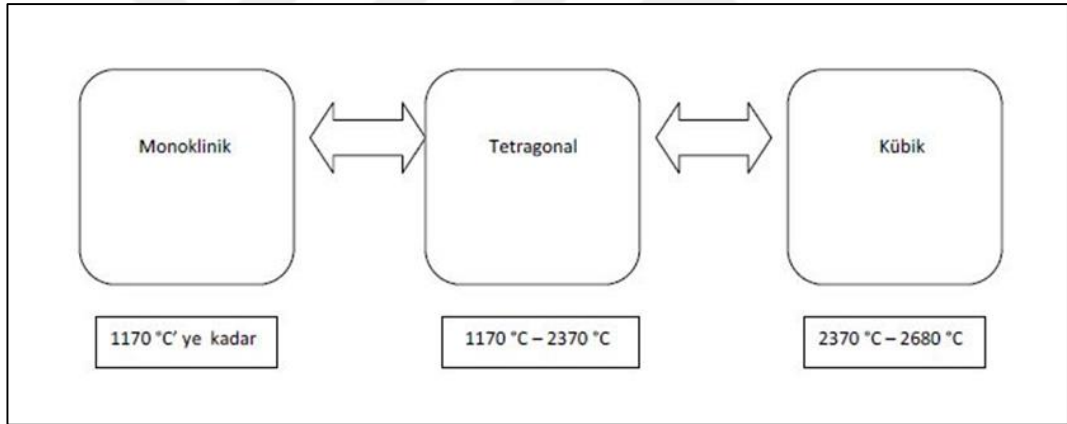
Polikristal matrikse sahip olan stabilize zirkonya seramikler, yapıyı kırılma direnci ve dayanım gücü bakımından güçlü kılan ince kristal içeriğe sahiptir fakat bu ince kristal yapı materyalin translusensisini limitli hale getirmektedir [51].

Stabilize zirkonya üç allotropik formda bulunur. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik formlardır. (Bkz. Şekil:2.3)



Şekil 2. 3: Zirkonyanın Allotropik Formları

Bu formlardan monoklinik olan form, oda sıcaklığında bulunduğu form olmakla birlikte eğer 1170°C sıcaklığa çıkartılırsa tetragonal forma geçer. Eğer sıcaklık 2370°Cüzerine çıkarsa kübik forma geçer [52, 53]. (Bkz. Şekil 2.4)



Şekil 2. 4: Zirkonya Sıcaklık ve Form İlişkisi

Zirkonyanın kristal yapısının kübik formda olması, kırılma dayanımını ve sertliğini, tetragonal faza göre azaltmaktadır fakat bu form ani gerçekleşen sıcaklık farklarına dayanıklıdır.

Oda sıcaklığında tekrar soğuması durumunda saf zirkonya tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş yaparak, yapının hacmini %4 oranında artırır. Bu değişim ve hacimdeki artış yapının zayıflamasına çatlakların oluşmasına neden olur. Bu durum saf zirkonyanın kullanımını engellemiştir [54].

Zirkonyanın klinik alanda kullanılabilir bir formda olması için ısıl işlemler sonrası yapının oda sıcaklığında da stabil olarak kalması gerekir. 1929 yılında Ruff ve ark. saf zirkonyaya CaO ilave ederek yapıyı kübik fazda stabil hale getirmişlerdir [54].

Klinik pratikte zirkonya yapının oda sıcaklığında kullanılabilmesi için ve zirkonyanın oda sıcaklığında stabil formda kalması amacıyla malzemeye eklenen seryum (CeO_2), MgO, CaO, yttriyum (Y_2O_3) gibi oksitlerin zirkonya içinde homojen olarak dağılması sağlanmalıdır. Stabilizatör oksidin gren büyüklüğü ve oranı tetragonal fazın stabilizasyonunu etkileyen önemli bir faktördür [55].

Oda sıcaklığında tetragonal yapı elde etmek için, Y_2O_3 miktarının % 3'ten fazla olmaması gerekir. Günümüzde kullanılan sistemlerde en yüksek mekanik özellikler % 2 oranı ile sağlanmıştır. Y_2O_3 konsantrasyonunun artırılması gren boyutunu artırır. Bunun sonucunda yapının stabilitesi bozulur, sinterleme derecesi ve bükme dayanımı azalır [56].

Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve dönüşüm tokluğu mekanizmasını sağlayabilmek için % 2 Y_2O_3 ve 0.3 μm gren boyutu idealdir [57, 58].

Stabilize formlarına göre zirkonyalar sınıflandırılabilir [59];

%8 molden fazla yttrium ilavesi ile elde edilen; Tam Stabilize Zirkonya (FZP)

İçinde nano boyutlarda tetragonal ve monoklinik partiküller içeren, kübik matrise sahip Yarı Stabilize Zirkonya (PSZ)

Genelde yttrium ve cerium ile tetragonal stabilize edilen; Tetragonal Stabilize Zirkonya Partikülleri (TZP)olarak sınıflandırılır [59].

Tetragonal zirkonya partikülleri (TZP) arasında sinterizasyon ve makine işlemlerinden sonra en yüksek bükülme dayanımı ve fraktür direnci yttrium ile tetragonal stabilize zirkonya seramiklerde (Y-TZP) bulunmuştur [8].

Yapılan çalışmalara göre zirkonya içerikli monolitik restorasyonların klinik ortamdaki performanslarının yüksek olduğu [60], fizyolojik veya patolojik (bruksizm) kaynaklı kuvvetlere karşı dayanıklı olabileceği gösterilmiştir [61].

Zirkonya genel olarak alt yapı materyali olarak kullanılsa da son zamanlarda polikromatik yapıya sahip seramikler üretildiği gibi (KATANA Zirconia UTML/STML/ML/HT, Kuraray), translusensisi artırılmış, monolitik kuron formlarında da üretilebilmektedir. (Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia; and Zirlux FC2) [8].

2.4.5.4.1. KATANA ML/HT Zirconia:

Katana firmasının (Noritake Dental, Aichi, Japonya) ML (multi layered), HT(High translucent) Seramikler anterior bölgede lamine ve monolitik kuron, posterior bölgede monolitik kuron, inley, onley seçenekleri için üretilmiş olduğu, firma tarafından bükülme dayanımı 1100 MPa, fraktür direnci 5 MPa.m^{1/2}'den yüksek olduğu belirtilen, yarı sinterize yttriyumla tetragonal stabilize (Y-TZP) polikristal matris içerikli dental seramiğidir [62].

2.4.5.4.2. Dönüşüm Tokluğu:

Zirkonya içerikli seramiklere aşınma veya kumlama gibi dış etkenli kuvvetler uygulandığında, içeriğinde homojen yayılmış tetragonal fazlı kristaller hacimleri %4 oranında daha büyük olan monoklinik fazlı kristallere dönüşür [55].

Zirkonyada yapı içinde sürekli t-m faz geçişini sağlayacak enerji bulunmaktadır [55, 63]. Bu hacim artışı ile kendini gösteren dönüşüm, yapı içindeki çatlaklar etrafında baskı gerilimleri oluşturur ve çatlak ilerlemesini engeller ve materyelin mekanik dayanımını artırır. Bu mekanizma literatürde 'Dönüşüm tokluğu' olarak isimlendirilmiştir [64-72].

Zirkonyanın dönüşüm mekanizması diğer seramiklerde olamamakla birlikte zirkonyanın mekanik özelliklerini ileri derecede artırmaktadır [55, 65, 73].

2.5. Yüzey Pürüzlüğü

2.5.1. Yüzey Pürüzlüğünün Önemi

Dental restoratif materyellerin kullanımı sırasında yüzey yapıları pürüzsüz olmalıdır. Yüzey pürüzlülüğü materyalleri, estetik, fonksiyon ve biyolojik uyum bakımından etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü artmış olan materyellerin

karşı sert dokuları daha kolay aşındırdığı, aşınan yüzeylerinde renk değişimlerinin artığı görülmüştür [37, 74-79].

Pürüzlü yüzeye sahip dental restoratif materyallerin serbest yüzey enerjisi daha küçük olduğu için, mikroorganizmaların tutunması ve kolonizasyonu kolay olmaktadır [14, 77, 80, 81]. Restoratif materyallerin pürüzlü yüzey özelliği kazanması estetik kalitesinin de düşmesine neden olmaktadır [76, 82].

Dental restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü, estetik ve biyolojik uyum dışında materyalin mekanik özelliklerine de etkisi olmaktadır. Çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün materyalin bükülme direncini düşürdüğü görülmüştür [76, 83, 84].

Yüzey pürüzlülüğünün azaltılması amaçlı materyallere glaze(glazürleme) ve mekanik parlatma uygulanmaktadır. Literatürde, parlatma ve glaze işlemlerinin restoratif materyallerin direncine büyük etkisi olduğu belirtilmiş olup glaze yapılmamış porselenlerin, glaze işlemi görmüş porselenlere oranla %40-46 arasında dayanıklılıklarının az olduğu belirtilmiştir [85].

2.5.2. Yüzey Pürüzlüğü Analizi

Yüzey pürüzlüğü ölçümleri, elektron mikroskopları, mekanik profilometre cihazları, optik profilometre cihazları ve atomik kuvvet mikroskopları gibi kantitatif veriler sunabilen cihazlarla yapılabilir [86].

2.5.2.1. Profilometre Analizi

Profilometreler yüzey pürüzlüğünü ölçmek için kullanılan cihazlardır. Bu cihazlar materyal üzerinde gezerek ölçüm yapar ve ölçümler dijital olarak hesaplanıp kaydedilir [87].

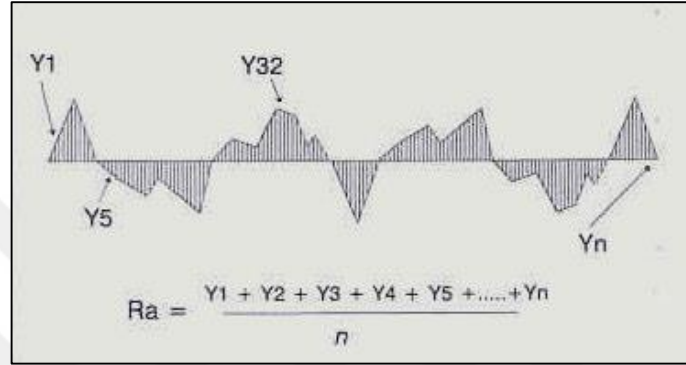
Mekanik profilometre cihazları ince metalik bir iğnenin ölçüm yapılacak olan yüzeyde x eksenini doğrultusunda hareket etmesi ve bu alan içindeki yüzey yapısını analog ya da dijital olarak kaydetmesi prensibi ile çalışır.

Optik profilometre cihazları ise yüzeye temas etmeden materyallerin yüzey özellikleri ölçümünde kullanılabilirler. Mekanik profilometrelere göre, daha hızlı ve daha hassas ölçüm yapmaları, materyallerle kontak kurmadıkları için materyal yüzeyine zarar

vermemeleri, ayrıca mekanik profilometre iğnesinin deformasyonunun neden olacağı ölçüm hatalarının önüne geçmesi sebebiyle avantajlı olduğu belirtilmiştir [88].

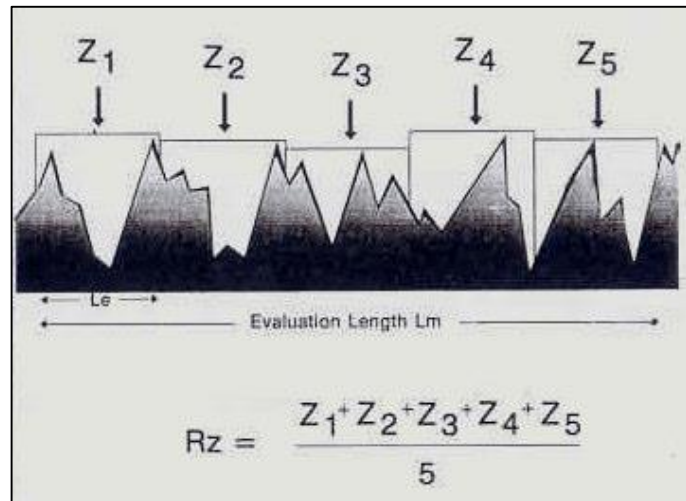
Profilometreler ile yapılan ölçümler R_a , R_z , R_{pm} ve $R_z:R_{pm}$ parametreleri ile değerlendirilir.

R_a ; bir yüzeyin ortalama yüzey pürüzlüğüdür ve tüm pürüzlük mesafesinin merkez hatta uzaklığının aritmetik ortalamasının alınmasıyla hesaplanır. (Bkz. Şekil 2.5)



Şekil 2. 5: R_a parametresi diagramı (Whitehead ve ark, 1995)

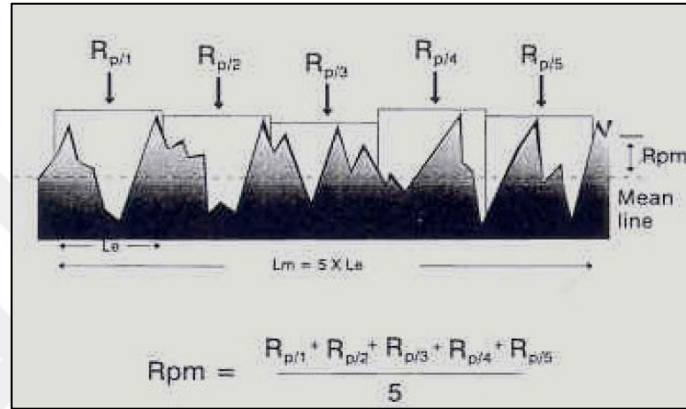
R_z ; ard arda gelen 5 parçada ortalama tepe yüksekliğidir. (Bkz. Şekil 2.6)



Şekil 2. 6: R_z parametresi diagramı (Whitehead ve ark, 1995)

Rpm; ard arda gelen 5 parçadaki ana derinlik seviyesidir. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterir bu nedenle Rpm daha çok profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm sivri ve keskin kenarlı profilleri belirtir.

Rpm:Rz oranı profil şekli hakkında bilgi veren önemli bir parametredir. 0,5'den büyük oranlar keskin kenarlı profilleri, 0,5'den küçük oranlar ise yuvarlak kenarlı profilleri gösterir [77, 89]. (Bkz. Şekil 2.7)



Şekil 2. 7: Rpm parametresi diagramı (Whitehead ve ark, 1995)

2.5.2.2. Taramalı Elektron Mikroskobu

Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope –SEM) daha küçük ayrıntıların görülebilmesi için merceklerde yapılan değişikliklerle geliştirilmiş bir cihazdır. Ayrım gücü, odak derinliği, görüntü ve analiz birleştirme özellikleri sayesinde araştırmalarda sıklıkla tercih edilir.

Tarama işleminden önce taranacak örnekler % 2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Sonrasında kontrasyonu gittikçe artırılan etanolde dehidratasyona tabi bırakılır. Alüminyum kalıplara oturtulur ve altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabaka ile kaplanır [90, 91].

Taramalı Elektron Mikroskobu ile yüzey elektron demeti ile taranır. Tarama sırasında primer elektron demeti örnek yüzeydeki elektronlar ile etkileşime girer ve bu etkileşim elektronların etrafa saçılmasına yol açar. Örnek yüzeyinin herhangi bir noktasından yayılan seconder elektronların dedektör tarafından tespit edilip toplanması ile yüzeyin

topografisi, bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi ediniir. Seconder elektron dedektörüne ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek topografisi hakkında bilgi veren gri görüntü elde edilir [92].

2.6. Dental Porselenlerde Yüzey İşlemleri

2.6.1. Glaze İşlemi

Glaze işlemi (glazürleme), porselende materyalin yüzeyinin son fırınlama ile camsılaştırılması ve böylelikle poröz olmayan, yarı camı bir yüzey elde edilmesi şeklinde tanımlanmıştır [93].

İşlem sırasındaki amaç, porselenin pyroplastik akıcılığını kontrollü şekilde artırıp yüzeyin pürüzlü ve poröz yapısının kapatılmasını sağlamaktır. Pyroplastik akıcılığın kontrollünün sağlanmasındaki kritik nokta, işlem sırasında porselenin kenarlarından akması sağlanması ve yüzeyde mineyi estetik olarak taklit eden parlak camı tabakanın oluşturulabilmesidir [25].

Glaze işlemi dental porselenlerin kullanımı için çok önemli bir yeri vardır. Glaze işlemine tabi tutulmuş dental porselenler, mekanik özelliklerini arttırırken, bakteri retansiyonunu azaltırlar, estetik olarak doğal diş minesine daha yakın özellikler gösterirler [9].

Glaze işlemi yöntemlerine göre ‘overglaze ve natural glaze (doğal glaze)’ adında iki farklı şekilde yapılabilmektedir. Ek olarak eski terminolojik tanımlarda overglaze applied glaze olarak, natural (doğal) glaze ise self glaze olarak tanımlanmıştır [37].

2.6.1.1. Overglaze (Applied Glaze) Tekniği:

Protetik Diş Tedavisi terimleri sözlüğünde (Yavuzylmaz ve ark. 2003) açıklandığı gibi, porselen yüzeyine erime ısısı düşürülmüş ve düşük ısıda vitrifiye olan materyalin ilavesiyle yapılan sırlama işlemidir. Bu tekniği avantajı labial yüzeyin renk düzenlemelerinin yapılabilmesi ve kenar çizgileri oluşturulması gerektiği durumlarda, boya ve kenar çizgilerinin bozulmasına sebep olabilecek yüksek derece de fırınlama sıcaklığını gerektirmemesidir. İşlemden kullanılan overglaze tozları renksiz cam tozlarıdır ve önceden fırınlanmış porselen üzerine uygulanırlar [94].

Fırınlama sıcaklığı düşük ısı porselenin normal fırınlanma sıcaklığından 20° ila 60° C daha düşüktür [25, 95-97].

Yüzeyin boyanması ve glaze işlemi görmesi iki yolla yapılır; birinci yöntem boyanın uygulanması ve fırınlanmasını takip eden glaze materyalinin uygulanması ve fırınlanması, ikinci yöntem ise glaze işlemi ile ıslatılan porselen yüzeyine boya maddesinin de uygulanması ve fırınlanması bu iki teknikten birinci olanın avantajı renk ayarlanabilmesinin daha rahat olmasıdır [95, 96].

Overglaze işlemi, porselenlere mükemmel estetik ve renk sağlanabilmesi açısından avantajlar içerirken, zamanla renk değişikliğine uğrayabilmesi ve yüzeyin mine görüntüsünü kaybedebilmesi gibi dezavantajları da barındırmaktadır [25, 37].

2.6.1.2. Natural Glaze (Self glaze) Tekniği:

Bu teknikte porselenin tüm porselen bileşeni tek bir cam fazı oluşturacak şekilde fırınlanır. Aynı sıcaklıkta eriyen grenlerin, porselenin olgunlaşma süresini uzatmak yoluyla kendi kendine parlaması sağlanır [98].

İşlem genellikle üretici firma tarafından verilmekle birlikte porselenin fırınlanma sıcaklığında ya da daha yüksek bir derecede gerçekleştirilir. Doğal glaze işlemi sırasında boya maddeleri uygulandıktan sonra boya maddesi buharlaşması sağlanarak porselende tebeşir benzeri görüntüler oluşuncaya kadar kurutulur ve fırınlama yapılır. Üretici firma tarafından verilen glaze işlemi için belirtilen fırınlama sıcaklığına gelindikten sonra porselen istenilen parlaklıktaysa çıkartılarak eğer istenilen parlak görüntü elde edilememiş ise kısa bir süre (1-2 dak.) daha tutularak porselen fırından çıkartılır. Fırınlama işleminde vakumsuz (atmosfer basıncı altında) fırınlama yapılmaktadır. Porselen yüzeyinin eşit bir şekilde erimesi ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi için belli bir süre yüksek ısı işlem uygulanmış olur. Natural glaze işlemi, süre-ısı ilişkisi üzerine kurulu olduğu için yüksek sıcaklıkta kısa süre uygulanması veya belli bir düşük sıcaklıkta uzun süre işlemin uygulanması ile gerçekleştirilebilir. Doğru glaze süresi ve uygulama sıcaklıkları, porselenlerin doygunluk derecesi ve dental porselenlerin akışkanlığına bağlı olarak porselenden porselene değişmektedir [95-97].

Eğer işlem gereğinden yüksek sürede veya sıcaklıkta gerçekleştirilirse porselende pyroplastik akıntı gerçekleşir ve yıgılmalar oluşur porselen doğal konturlarını kaybeder, rekristalizasyon oluşur ve opaklaşma (devitrifikasyon) tebeşir benzeri görüntüler ortaya çıkar [95, 96].

2.6.2. Mekanik Parlatma

Günümüzde mekanik parlatma iyi estetik sonuçlar verebilmektedir, fakat başarı derecesi, porselenin iyi kondanse edilmesi ve fırınlama işleminin yeterliliğine bağlıdır çünkü işlemler sonrası oluşan poröz yapılar mekanik parlatmalarla giderilememektedir [99-101].

Mekanik parlatma amaçlarına göre iki şekilde yapılmaktadır.

2.6.2.1. Glaze işlemi sonrası parlatma (Glaze + Polish)

Glaze tabakası porselenler için ne kadar estetik ve pürüzsüz yüzey oluşturma için gerekli olsa da fazla derecede glazelenmiş seramik yüzeyler, doğal diş görüntüsünden uzaklaşmaktadır [102].

İleri derecede glazelenmiş yapıların mekanik parlatılması, özellikle overglaze görmüş yapılarda oluşan küçük pürüzlü yüzeyleri düzelmekte ve diş minesine benzer estetik yapıda doğal özellik katmaktadır [95].

Glaze işleminden sonra yapılan mekanik parlatma, işlemi porselenlere kazandırdığı doğal estetik görüntü nedeniyle, literatürde bazı araştırmacılar tarafından önerilmektedir [95, 99].

Bu çalışmalarda glaze + parlatma işlemi için genellikle pomza, elmas parlatma patları ya da kalsiyum karbonat kullanılmıştır [95, 99, 102].

2.6.2.2. Parlatma (Polishing)

Dental porselenler, estetik olarak ve fonksiyon bakımından çok iyi performans sergilemeler de halen eksik olan tarafları bulunmaktadır. Bu eksik durumlardan biride bazı şartlar altında karşı diş veya sert dokuları aşınmasına sebep olabilmeleridir. Genellikle bu aşınmaların materyallerin yüzey pürüzlülüklerine bağlı olmaktadır. Bu yüzey düzensizlikleri çoğunlukla, oklüzal düzenlemelerle, karbonatlı ve asitli

içecekler, hava-toz aşındırma işlemleri (air-powder abrasion), asitli fosfat florid uygulaması vb. durumlarla oluşabilmektedir. Ayrıca literatürde ağız ortamında dental seramiklerin glaze tabakasının altı aylık bir süreçte kalktığı belirtilmiştir [12].

Bu sebeple, pürüzlü hale gelen porselen sistemlerinin periyodik olarak yeniden bitirme işlemine tabi tutulması karşı diş ve benzeri sert dokuların aşınmalarını azaltacak, plak birikimi, diş taşı oluşumu, renklenme gibi durumların ortaya çıkmasını engelleyecek, ve böylelikle estetik durumun devamlılığı sağlanırken, porselenlerin kırılma riskini de azaltacaktır [20, 74, 94, 101, 103-107].

Yüzey özelliği bozulmuş porselenlerin tekrar parlatılması genellikle, hasta başında ki zamanı azaltan fakat laboratuvar işlerinin uzamasına sebep olan tekrar glaze işlemiyle (re-glaze) ya da aynı seansta hasta başında uygulanan, farklı setlerle ağız ortamında veya ağız ortamı dışında mekanik parlatma uygulamaları ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu amaçla genellikle esnek diskler, silikon parlaticılar, elmas parlatma patları ve bitirme amacıyla elmas frezler kullanılmıştır [76, 99, 101, 107-109].

Bu setleri kullanırken, genelde tercih edilen teknik ise şöyledir:

- 1) Esnek elmas diskler, elmas frezler, polimer taslar ya da yeşil taslar (silikon karbid) ile konturların düzeltilmesi,
- 2) Beyaz taslar ya da lastik diskler, şapka ve koni şekilli lastiklerle bitirme,
- 3) Şapka ve koni şekilli, ince lastikler ya da fırça ve keçe yardımıyla elmas patlar uygulayarak parlatma,
- 4) Gerekirse glaze uygulamak [20, 80, 110-112].

2.7. Restoratif Materyallerin Aşınmaları

Anatomik konturda oluşan kayıp aşınma olarak tanımlanır. Pinborg tarafından sert doku kaybı; çürük, erezyon, atrizyon ve abrazyon olarak belirtilmiştir [113].

Atrizyon ve abrazyonun doğada biyomekanik olarak görülmesi sebebiyle aşınma simülasyonu bu iki sınıflandırma üzerinden incelenir.

Atrizyon, iki cismin birbirleriyle olan etkileşimi ile oluşur, travma kuvveti ile ilişkili kırık ve yorgunluk içerir. Abrazyon, üç cismin birbirleriyle olan etkileşimi ile oluşur.

Atrizyon ve abrazyon, çiğneme ve normal günlük fonksiyonlar sonucu ağız içinde oluşan aşınmalardır [114].

Yapılan çalışmalarda dental seramiklerin aşınma özelliklerinin metallere farklı olduğu görülmüştür. Metallerin esnek bir davranış sergilemesi sebebiyle, metal bir krun karşıt mine yüzeyinde kaydırıldığı zaman genellikle metal yüzeyinde plastik deformasyonla aşınma görünür. Daha yumuşak yapıda olan altın esaslı krunlar ile daha sert metal krunlar karşılaştırıldığında altın esaslı krunların karşıt dişte daha az aşındırmaya neden olduğu gözlemlenmiştir [115].

Dental seramiklerin birçoğu kırılmandır ve kayda değer bir plastik deformasyon göstermezler. Aşınma daha çok yüzeyin kırılmalık özelliğiyle [116, 117] ve belki ağız ortamı ile ara yüzey reaksiyonlarını kapsayan üç cismin etkileşime girdiği (3 Body) mekanizmalarla ilişkili görülür [20].

Genel aşınma denklemi aşağıda yazıldığı şekildedir [118-120]:

$$\text{Aşınma} = \text{hacim kaybı} = kx(Fxd)/Ph$$

K değeri; aşınma mekanizmasına bağlı bir sabit, F; okluzal yük, d: toplam kayma mesafesi ve Ph: basıncın sertliğidir. Okluzal kuvvet, aktif kas kuvvetinin temas sırasında yüzeye dik gelen bir bileşeni olarak tanımlanmaktadır [114].

Aşınma 3 farklı yöntemle değerlendirilebilir.

- a) Parametrik Olmayan Metot
- b) Leinfelder Metodu
- c) Üç Boyutlu Görüntülerin Karşılaştırılması

2.7.1. Parametrik Olmayan Metot

Amerika Birleşik Devletleri Kamu Sağlık Hizmetleri (USPHS) için tasarlanmış olan ve yaygın olarak kullanılan yöntem 'Parametrik Olmayan Metottur' [121].

Aşınma üç kategoride incelenir. Bunlar; Alpha, Bravo ve Charlie olarak adlandırılmıştır.

Alpha; aşınmanın olmadığını tanımlar.

Bravo; gözle görünen bir aşınmanın olduğunu tanımlar ve bu oran klinik olarak kabul edilebilir.

Charlie; yüksek derecedeki aşınmayı tanımlar ve restorasyonun değiştirilmesi gerektiğini gösterir.

USPHS yönteminin avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz.

- Kolay olması.
- Özel ekipman gerektirmemesi.

Dezavantajları ise;

- Öznel olması.
- Anlamlı sonuçlar için uzun süre gerektirmesi [122].

2.7.2. Leinfelder Metodu

Aşınma değerlendirme için kullanılan bir diğer yöntem ise Leinfelder ve arkadaşları tarafından geliştirilen Leinfelder Metodu'dur [123].

Restorasyon örnekleri, yaklaşık olarak 0,1mm'de bir artan aşınma adımlarında kalibrasyonu sağlanan standart dökümlerle karşılaştırılır. Aşınma restorasyonun çevresinden ölçülür. Aşınmanın vertikal boyuttaki kayıp olarak ölçüldüğü ve yüzey boyunca homojen olduğu varsayılır. Ölçümler arası hata payı 0,05mm olarak belirtilmiştir [124]. Bu yöntem hızlı ve ucuz olsa dahi aşınmayı küçümseme eğilimindedir [125].

2.7.3. Üç Boyutlu Görüntülerin Karşılaştırılması

Aşınma ölçümü için kullanılan en iyi yöntem 1980 yılının ortalarından beri kullanılan üç boyutlu (3D) karşılaştırma olarak görülür. Bu yöntemi; kullanılan materyallerin çeşitli tarayıcılar kullanılarak üç boyutlu görüntülerinin alınıp karşılaştırılması, olarak açıklayabiliriz. Üç boyutlu görüntüler temassız beyaz ışık veya lazer tarayıcı, kontak profiller, mikro BDT vb tarayıcılar yardımı ile elde edilir. Ardışık 3D görüntüler en üst düzeyde karşılaştırılır. Bu işlem 'yüzey kaydı' olarak tanımlanır ve karşılaştırılan yüzeylerdeki farklılıklar değerlendirilir.

3D tarama yöntemi; doğru ve kantitatif olması, ileriki aşamalarda kullanılmak amacı ile depolanıp 3D veri tabanı oluşturulabilmesi, hem klinik hem de laboratuvar ortamında kullanılabilmesi avantajları sayesinde sıklıkla tercih edilen bir yöntem olarak karşımıza çıkar [126]. Fakat özel bir donanım, yazılım ve maliyet gerektirmesi sebebiyle bu yöntemin kullanıldığı klinik çalışma az sayıdadır. Tarayıcı maliyetlerinin günden güne azalması ve servislerinin artmasıyla önümüzdeki yıllarda bu teknolojinin çok sayıda klinik çalışmada kullanılacağını öngörebiliriz [114].

2.7.3.1. Temaslı Tarayıcılar

Temaslı tarayıcılar; okluzal yüzeyin düzensiz topolojisini okumak için sivri uçlu bir çizim aleti kullanır. Çözünürlük büyüklüğü $\geq 0,1$ mm olan kalem ucu ile sınırlıdır.

Temaslı tarayıcıların nispeten düşük maliyetli olması, materyalin renk ve saydamlık gibi özelliklerinden etkilenmemesi avantajları olarak sıralanabilir. Dezavantajları ise sert bir yüzeye ihtiyaç duymaları ve yavaş çalışmalarıdır [114].

2.7.3.2. Temassız Tarayıcılar

Temassız tarayıcılar, materyalin yüzeyini temaslı sistemler ile benzer şekilde okur. Bu sistemde materyale temas eden bir kalem yerine yüzeye odaklanan bir ışık kaynağı veya mikroskop kullanılır. Yüzeye temas etmemesi en büyük avantajı olsa da opak, diffüz yansıtıcı yüzeye ihtiyaç duymaları dezavantajı olarak karşımıza çıkar. Çözünürlük genellikle 0,025 mm'den daha az olan, odaklanabilen ışık kaynağına bağlıdır [114].

Temassız tarayıcılar; nokta, çizgi, alan ve hacim tarayıcıları olarak ayrılır [114].

2.7.3.2.1. Çizgi Lazer

Temassız çizgi lazer; materyal yüzeyinde düz bir çizgi kullanarak tarama yapar. Ölçüm yüzeyinde hareket eden çizginin görüntüsü dijital kameralar aracılığı ile görüntülenir.

Materyalin geometrisi yüzey noktalarının hesaplanması ile ortaya çıkar [114].

2.7.3.2.2. Alan Tarayıcıları

Alan tarayıcıları çizgi tarayıcılarıyla benzer özelliktedir fakat alan tarayıcıları tüm yüzey üzerinde görüntü oluşturması ve yüzey noktalarını hesaplamak için triangulasyon, Moir'e saçak deseni, enformetre, faz kayması veya bunların kombinasyonlarını kullanması özellikleri ile çizgi tarayıcılarından ayrılır.

Çizgi ve alan tarayıcılarının esas avantajı nokta tarayıcılardan önemli ölçüde hızlı olmasıdır. Elde edilen görüntü düşük çözünürlüklüdür [114].

2.7.3.2.3. Hacim Tarayıcıları

Hacim tarayıcıları bilgisayarlı tomografi (BT) esasına dayanır ve çözünürlük birimi olarak voksel (voxel) kullanır. Bu tarayıcıların avantajı gölgelemenin problem yaratmamasıdır. Dezavantajları ise maliyetin çok olması ve radyasyondur. Üç boyutlu tarama hem klinik hem de laboratuvar ortamında kullanılsa da ağız içi tarama yapmak oldukça zorludur. Ağız içi taramada yalnızca iki sistem mevcuttur; CEREC CAD/CAM ve Cone Beam BT.

CEREC sisteminde, doğru bir tarama için dişler üzerine beyaz bir toz püskürtülmesi gerekir. Cone Beam BT tarayıcılarının ölçüm hassasiyeti birkaç yüz mikrondur [127].

Bu yüzden okluzal yüzeydeki aşınmaları ölçerken sınırlı verim alınır.

Aşınma ölçümü yapılırken doğru sonuçlar alınması için öncelikle sistem hassasiyetinin ve doğruluk payının bilinmesi şarttır. Bu doğruluk payının belirlenmesinde ölçü ve replika materyalin etkisi de göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca sistem taranacak materyale benzer şekilde kalibre edilmelidir. Boyutların doğru bir şekilde ölçülmesi için genellikle geometrik standartlar ve koordinat ölçüm cihazı kullanılır. Örneğin; diş arklarının taranması için sistemin yaklaşık bir insan arkına göre kalibre edilmesi [128].

Taranan iki yüzeyin karşılaştırılması ile hacim, alan ve derinlik değerleri ölçümlenebilir. Aşınma değerlendirmesi için tercih edilen parametre hacimdir. Okluzal faktörlerden bağımsız ve klinik değerlere sahiptir. Materyal ve çevresel faktörlerin sabit kalması halinde hacim kaybı doğrusal seyreder. Derinlik, vertikal yükseklik kaybıyla birebir ilişkili olduğu için aşınmada tercih edilen bir parametre olmuştur. Fakat klinik çalışmalarda okluzal temas faktörlerin değişkenlik göstermesi sebebiyle klinik değeri sınırlıdır. Alan parametresinin de klinik değeri derinlik ile benzer sebeplerden dolayı sınırlıdır.

Okluzal temas, kuvvetin okluzal tabla boyunca nasıl dağıldığını ve dişlerin materyaldeki temas noktalarını gösterir.

Aşınma değerlendirmesi yapılırken hem çevrede bulunan materyal hem de karşı materyal -özellikle karşıda bulunan materyal mine ise- dikkate alınmalıdır [114].

2.8. Çiğneme Simülatörü

Ağız ortamı nem, asidik ya da bazik Ph, periyodik yükleme gibi birçok zorlu etmen içermektedir [129]. Tüm bu etmenler protezlerin yorulmaya bağlı başarısızlıklarının sebeplerindendir. Mekanik başarısızlıklar akut şekilde aşırı yüklemekten çok yorgunluktan dolayı oluşur [130].

Laboratuvar ortamında, klinik olarak görülen başarısızlıkları gözlemlemek için ağız ortamının farklı yönlerini taklit eden cihazlar geliştirilmiştir [131]. Bu cihazların bazılarında gerçeğe daha yakın olması amacı ile nem ve kontrollü sıcaklık ayarları ilave edilmiştir [132].

Dental restorasyonların mekanik özelliklerini etkileyen etmenlerden biri de sulu ortama maruz kalmaktır. Bu nedenle laboratuvar ortamında yapılacak araştırmalarda termal değişiklikler göz önünde bulundurulmalıdır [133].

Laboratuvar ortamında uygulanan çeşitli test parametreleri şu şekildedir; geniş aralığa sahip yükleme kuvvetleri, periyot sayısı, yükleme frekansı, antagonist materyali, periodontal ligament taklidi, ıslak/kuru yorgunluğu, termal siklus, dayanak materyalini ve vertikal ve lateral hareketleri [114].

Çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayan dual akslı çiğneme simülatörü çalışmalarda en yaygın kullanılan cihazdır. Örneklerin yerleştirildiği plastik tutucuları ve antagonist olarak çeşitli maddelerden ve çaplardan yapılmış metal top uçları vardır. Bilgisayar ile kontrol edilir. Araştırmacının belirlediği yatay ve dikey hareket miktarı girildikten sonra çiğneme siklusu başlatılır [134]. İkili ve sekizli çeşitleri vardır. Sekizli çiğneme simülatörü uzun zamandır klinik öncesi testlerde kullanılmaktadır [135, 136]. Sekiz hazneli simülatörün en büyük özelliği sekiz haznesine ayrı ayrı örneklerin yerleştirilebilmesi ve tüm örneklere eş zamanlı kuvvet uygulanabilmesidir. Aynı zamanda belirlenen değerlerde termal döngü sağlayabilmektedir [135].

Çiğneme simülasyonu, invivo ortamı taklit eder ve 3 aşamada gerçekleşir. Bunlar; hazırlık, ezme ve kayma olarak adlandırılır [137].

Hazırlık aşaması: Bu aşamada çene gıda ile temasa konumlanmıştır. Açma hareketi ile başlar ve dişler gıda ile temas edene kadar devam eder.

Ezme aşaması: Ezme aşaması hazırlık aşamasını takip eder. Dişler ile gıdanın üç cisim etkileşimini tanımlar. Aşama dişlerin teması ile başlar ve diş dile temasa kadar ya da çenenin tekrar açılmasına kadar devam eder. Bu da hazırlık aşamasının başına dönmek demektir.

Kayma aşaması: Her zaman oluşmayan bu aşama dişin dişe teması ile başlar (eğer gerçekleşirse, gıda penetrasyonu tamamlandığında) ve çene açılmaya başlayana kadar devam eder. Çenenin açılmaya başlaması hazırlık aşamasının başını tanımlar [114].

Gıdanın sertliği dişlerin oluşturduğu kuvveti belirler. Çiğneme kuvveti, maksiller ve mandibular dişler ile temas eden gıda yüzeyi boyunca dağılır. Temas yüzeyi arttıkça birim alana düşen kuvvet de azalır. Aktif kuvvetler çiğneme kasları tarafından üretilir. Okluzal temas sırasında aktif kas kuvvetleri, dişlerin okluzal yüzeylerine gelen dik veya teğet tepkisel kuvvetlerin içerisinde çözümlenebilir. Bu kuvvetler, üst çeneye göre alt çene hareketine kılavuzluk yapar ve etkileşen materyallerin aşınmalarından sorumludur [114].

2.9. Renk Tanımı

Renk; farklı dalga boylarındaki ışıkların göz retinası aracılığıyla insanda oluşturduğu duyumdur. Rengi etkileyen değişken faktörleri; ışık kaynağı, nesne ve gözlemci olarak sıralayabiliriz. Bu faktörlerin değişmesi renk algısını da değiştirir [138].

Renk, hue, chroma ve value terimleri ile tanımlanır.

Hue (Ton): Renkleri birbirinden ayıran özelliktir. Rengin mavi, sarı, yeşil, kırmızı gibi adlar almasını sağlar.

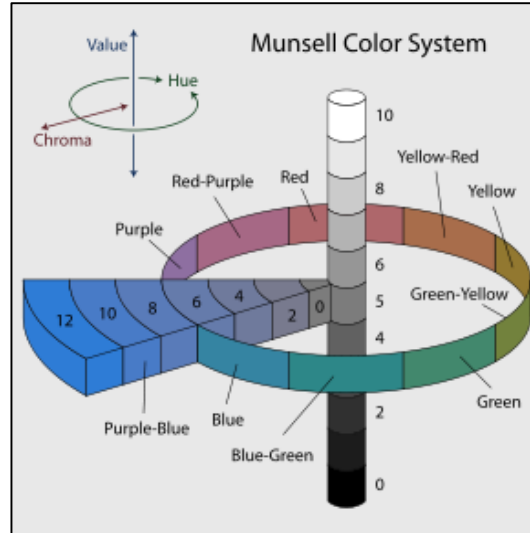
Chroma (Doygunluk): Rengin gücünü ya da koyuluğunu ifade eder.

Value (Parlaklık): Renk parlaklığını belirten siyahlık ve beyazlık değeridir. Koyu renklerde değer düşük, açık renklerde ise değer yüksektir [139].

2.9.1. Renk Analiz Sistemleri

2.9.1.1. Munsell Renk Sistemi

1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiş bilinen en eski renk sistemidir. Rengi 3 boyutta inceler; hue, chroma, value. (Bkz. Şekil 2.8)



Şekil 2. 8: Munsell Renk Sistemi

Munsell Renk Sistemi'ne göre; dikey eksen value değerini belirtir. 10 basamaklı bu eksen 0. Basamak siyahı, 5. basamak griyi ve 10. basamak beyaz rengi gösterir.

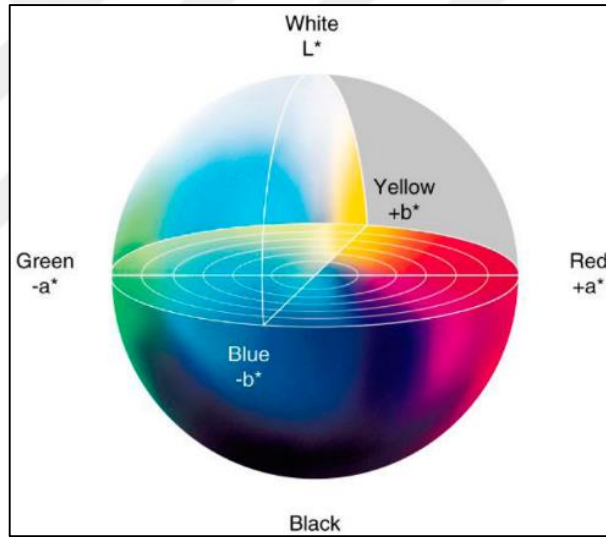
Value ekseninin etrafında çember çizen eksen ise hue değerlerini belirtir. Bu eksen de 10 basamak bulunur.

Eksenden dışarı uzanan eksen Chroma değerini gösterir [140].

2.9.1.2. CIE LAB Renk Sistemi

CIE (Commission Internationale D'Eclairage L*a*b*) tarafından 1976 yılında yayınlanmıştır.

En çok kullanılan ve dental araştırmalarda kabul gören renk sistemidir. CIE renk sistemine göre rengin L*,a*, b* olarak isimlendirilen 3 farklı boyutu vardır [141]. (Bkz. Şekil 2.9)



Şekil 2. 9: CIE LAB Renk Sistemi

Şekil 2.9'da gördüğümüz L (Lightness) rengin aydınlık değerini göster ve 0-100 arasında bir değer alır. 0 siyahı belirtir, değer yükseldikçe renk açılır ve 100 beyazı belirtir. a* eksenini rengin kırmızı- yeşil doygunluğunu (chroma) ifade eder. Negatif değerler yeşili, pozitif değerler kırmızıyı tanımlar. b* eksenini ise rengin sarı-mavi doygunluğunu ifade eder. Pozitif değerler sarılığı, negatif değerler maviliği tanımlar [141].

İki renk arasındaki farkın belirlenmesinde aşağıdaki formül kullanılmaktadır.

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2}$$

İlk renk değerleri (test öncesi) L_1^* , a_1^* , b_1^* olarak, ikinci renk değerleri L_2^* , a_2^* , b_2^* (test sonrası) olarak ifade edilir [142].

İnsan gözü 1'in altındaki ΔE^* değerlerini algılayamaz. ΔE^* değeri 1 ve üzeriyse nesnelere arasındaki fark algılanabilir. ΔE^* değeri 3,5'den büyük olduğu durumlarda renk değişimi kabul edilemez görülür [143, 144].

ΔE^* değeri ve klinik renk eşleşmesi Tablo 2.2'de verilmiştir.

Tablo 2. 2: ΔE^* Değeri ve Klinik Renk Eşleşmesi

Renk Farkı (ΔE^*)	Klinik Renk Eşleşmesi
0	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Kabul edilebilir
3,5>	Uyumsuz

2.9.2. Renk Ölçüm Cihazları

2.9.2.1. Kolorimetre

CIE Lab ünitelerinde ölçüldükten sonra elde edilen verilerin karşılaştırılması için kolorimetreler kullanılır. Kolorimetreler bu verileri matematiksel olarak analiz eder. Transluent bir maddenin ölçümünde kolorimetrelerin yetersiz kalması sebebiyle, standart bir arka plan kullanılmalıdır. Genellikle otomotiv, boya, tekstil sektöründe basit renk tespit ve kıyaslamaları için kullanılır [145].

2.9.2.2. Spektrofotometre

Materyal tarafından iletilen ya da yansıtılan görünür enerji miktarını chroma, hue ve value için her seferinde yalnızca bir dalga boyu olacak şekilde ölçen ve kaydeden cihazlara spektrofotometre adı verilir. Spektrofotometreler kolorimetrelere göre daha detaylı ölçümler yapabilmektedir [146].

Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik) ile yapılan birçok araştırmada tekrarlanan renk ölçümlerinde güvenilir bir aygıt olduğunu göstermiştir.

Witkowski ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmada Vita Easyshade cihazının farklı ışık kaynakları ve farklı gözlemciler kullanıldığında dahi tutarlı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir [147].

Kanawati ve Richards 2009 yılında yaptıkları çalışmada Vita Easyshade'in vivo kullanımında %85 doğruluk oranı olduğu sonucuna varmışlardır [148].

3. GEREÇ ve YÖNTEMLER

Çalışmamız Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 03.05.2016 tarihli 2016-05/09 no'lu onayı ile başladı.

Porselen örneklerinin hazırlanması Kayseri Setdent Dental Labor'da, Çiğneme Simülasyonu işlemi Kayseri Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvar'ında gerçekleştirildi. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün incelenmesi Düzce Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilirken, taramalı elektron mikroskobu analizleri de Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (CÜTAM)'de yapıldı.

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Günümüzde kullanılan farklı dental porselen sistemlerinin aşınma ve renk değişimlerinin araştırıldığı çalışmamızda, incelenmek üzere dört farklı dental porselen sistemi seçildi. Bunlar; düşük ısı feldspatik porselen, monolitik zirkonya, lityum disilikat cam seramik ve lösit cam seramik olarak belirlendi.

Porselen grupları çalışmamızın dört ana grubunu oluşturmaktadır. Bu dört ana gruba ait örneklerin kendi içlerinde iki ayrı alt gruba (n=8) ayrılmasına ve her alt gruba farklı yüzey işlemleri (glaze ve mekanik cila) uygulanmasına karar verildi.

İstatistiksel olarak $\alpha=0,05$ $\beta=0,20$ $(1-\beta)=0,80$ alındığında, her bir porselen alt grubunda 8 adet olacak şekilde, her porselen ana grubundan da 16 adet hazırlanmasına karar verilip, testin gücü $P=0,8409$ bulundu. Bu doğrultuda toplam porselen örnek sayımız 64 adet olarak gerçekleştirildi. (Bkz. Tablo 3.1)

Tablo 3. 1: Porselen Örnekleri Gruplandırma Tablosu

No	İçeriklerine Göre Porselenler	Yüzey Uygulaması	Kod
1	Feldspatik	Glaze Grubu	FeG
		Mekanik Grubu	FeM
2	Zirkonya	Glaze Grubu	ZiG
		Mekanik Grubu	ZiM
3	Lityum disilikat	Glaze Grubu	LiG
		Mekanik Grubu	LiM
4	Lösit	Glaze Grubu	LöG
		Mekanik Grubu	LöM

Çiğneme simülasyonunda tüm porselen örneklerin birer antagonisti olarak kullanılmak üzere; ortodontik ve periodontal endikasyonlar sebebiyle çekilmiş, mekanik ve kimyasal nedenlerle doku kaybına uğramamış, çürük ve dolgu bulunmayan, yeni çekilmiş 64 adet mandibular 1. premolar diş toplandı.

Diş örneklerimizin standardizasyonunun sağlanması amacıyla 64 adet seçilen dişin, ağırlık değerlerinin yakın olmasına dikkat edildi. Diş örneklerin mine yüzeyinde işlem yapılmadan, diş örneklerin üstlerinde bulunan artıklar düşük devirlerde yapılan polisaj işlemiyle temizlendikten sonra % 0,01 timol sıvısında bekletilmek suretiyle saklandı.

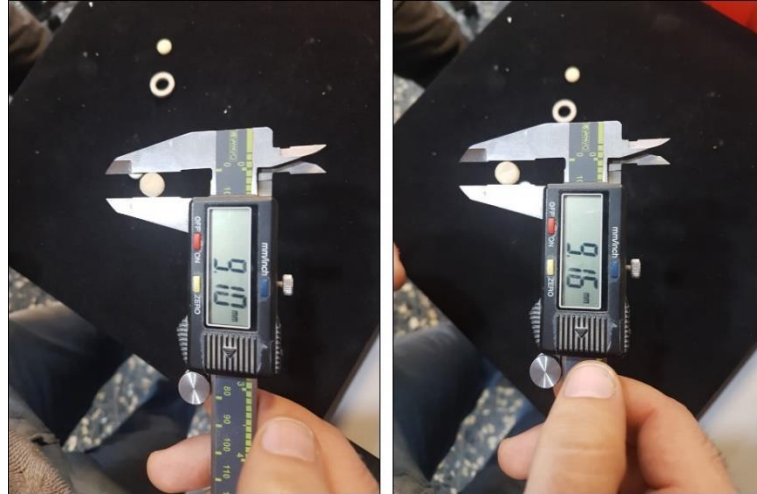
3.1.1. Porselen Gruplarının Hazırlanması

Seçilen dental porselenler 9mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde daire tabanlı silindirikler olacak şekilde standardize edildi. (Bkz. Şekil 3.1)



Şekil 3. 1: Porselenlerin Standardize Edilmesi

Tüm örneklerin boyut kontrolü elektronik kumpas ile sağlandı. (Bkz. Şekil 3.2)



Şekil 3. 2: Porselen Örneklerin Boyut Kontrolünün Yapılması

Kullanılan porselen sistemleri ve markaları aşağıda verildi. (Bkz. Tablo 3.2)

Tablo 3. 2: Kullanılan Porselenler, İçerikleri ve Firmaları

PORSELEN İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA	MODEL
Felspatik	Kuraray noritake dental inc. Japonya	Super porcelain EX-3
Monolitik zirkonya	Kuraray noritake dental inc. Japonya	Katana zirkonya UTML
Lityum disilikat cam	Ivoclar vivadent Lihtenştayn	IPS e.max CAD
Lösit cam	Ivoclar vivadent Lihtenştayn	IPS empess CAD

3.1.1.1. Feldspatik Porselenlerin Hazırlanması

Düşük ısı feldspatik porselen konvansiyonel yöntemle (el işçiliği) hazırlandı. Üretici firmanın belirttiği üzere; materyalin fırınlanma esnasında boyut değiştireceği göz önünde bulundurularak, örnek istenilen (9mm x 3mm) ölçülerden %10 daha büyük PEEK (Polieter eter keton) kalıplar içine döküldü. (Bkz. Şekil 3.3)



Şekil 3. 3: Feldspatik Porselenlerin Hazırlanması

El işçiliği ile hazırlanan feldspatik porselen, üretici firma tarafından belirtildiği gibi; 600°C’de 7 dakika kurutuldu. Akabinde vakum işlemi başlatıldı ve 920°C’de bitirildi. Tüm fırınlama prosedürü dakikada 45°C sıcaklık artışıyla 930°C sıcaklıkta sonlandırıldı. (Bkz. Şekil 3.4)



Şekil 3. 4: Fırınlanma Sonrası Feldspatik Porselen

Hazırlanan 16 örnekten 8’ine over glaze, 8’ine mekanik cila uygulandı.

Over glaze fırınlama işlemi 5 dakikalık kurutma sonrası 650°C sıcaklıkta başlatılıp dakikada 50°C artışla 910°C’de sonlandırıldı.

* Fırınlama ve over glaze işlemleri “Ivoclar Vivadent Programat ep 3000” cihazında yapıldı. (Bkz. Şekil 3.5)



Şekil 3. 5: Ivoclar Vivadent Programat ep 3000

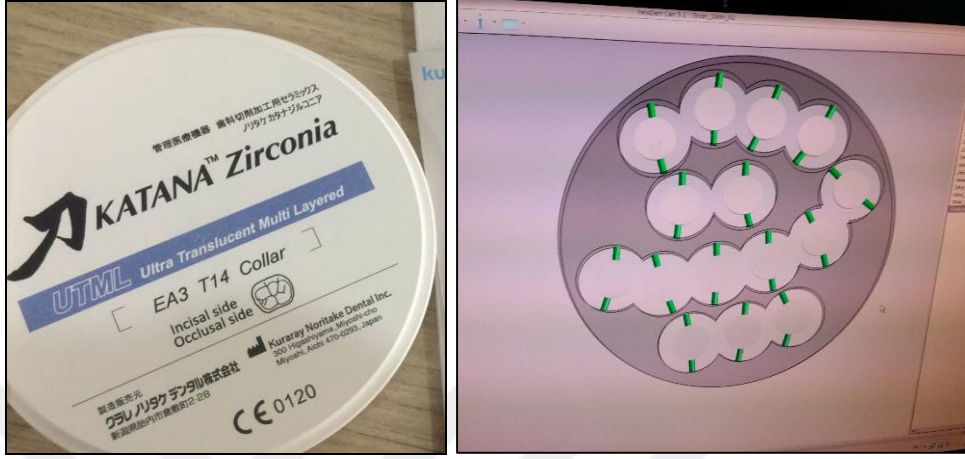
Mekanik cila işlemleri ise laboratuvar pratiğinde rutin uygulanan polisaj kitleriyle ve şekilleriyle gerçekleştirildi. Her bir örnek için yeni lastik kullanımasına dikkat edildi. (Bkz. Şekil 3.6)



Şekil 3. 6: Kullanılan Polisaj Kiti

3.1.1.2. Monolitik Zirkonya Seramiklerinin Hazırlanması

Monolitik Zirkonya CAD/CAM sistemi ile Yenamak CAD/CAM cihazında hazırlandı.
(Bkz. Şekil 3.7, 3.8)



Şekil 3. 7: Monolitik Zirkonyanın Hazırlanması



Şekil 3. 8: Yenamak CAD/CAM Sistemi

CAD/CAM sisteminde kazınması yapılan zirkonya porselen diskler, üretici firmanın verdiği direktif doğrultusunda sinterizasyon işlemine tabi tutuldu.

Sinterleme işlemi şu şekilde; oda sıcaklığında başlayan işlem dakikada 10°C artışla fırın ısısı 1550°C'ye ulaşıldıktan sonra bu derecede örnekler 2 saat kaldıktan sonra, fırın ısısı dakikada 10°C azaltılıp ve oda sıcaklığına düşürülerek gerçekleştirildi.

Hazırlanan 16 örnekten rastgele 8'ine over glaze, 8'ine mekanik cila uygulandı.

Over glaze fırınlama prosedürü; örneklerin 5 dakikalık kurutma işlemi sonrasında, vakum (72cm/Hg) altında 600°C sıcaklıkta başlatılıp dakikada 65°C arttırılarak sıcaklığın 850°C'ye ulaşmasıyla gerçekleştirildi.

* Fırınlama ve over glaze işlemleri "Ivoclar Vivadent Programat ep 3000" cihazında yapıldı. (Bkz. Şekil 3.5)

Mekanik cila işlemi ise üretici firmanın önerdiği ve laboratuvar pratiğinde uygulandığı şekilde polisaj kitleleriyle gerçekleştirildi. Her bir örnek için yeni lastik kullanılmasına dikkat edildi. (Bkz. Şekil 3.6)

3.1.1.3. Lityum Disilikat Cam Seramiklerinin Hazırlanması

Lityum disilikat cam seramiği Yenadent CAD/CAM cihazında hazırlandı. (Bkz. Şekil 3.10, 3.11)



Şekil 3. 9: IPS E-max Lityum Disilikat Örneği



Şekil 3. 10: Yenadent CAD/CAM Sistemi



Şekil 3. 11: Kazınmış Lityum Disilikat

CAD/CAM sisteminde kazınması yapılan lityum disilikat cam porselen diskler, üretici firmanın verdiği direktif doğrultusunda fırınılandı.

İlk fırınlama işlemi 403°C’de 6 dakika süren kurutma işlemi sonrası dakikada 90°C sıcaklık artışı ile 820°C’ye yükseltilerek gerçekleştirildi. İlk fırınlama aşamasında 550°C ile 820°C aralığında ilk vakumlama yapıldı. 10 saniye boyunca 820°C’de bekletildikten sonra ikinci fırınlama işlemine geçildi. İkinci fırınlamada sıcaklık dakikada 30°C artışla 840°C’ye kadar yükseltilmiştir. Süreç boyunca vakum işlemine devam edildi. Örnekler 840°C’de 7 dakika boyunca sabit tutulduktan sonra uzun süreli soğumaya bırakıldı.

Hazırlanan 16 örnekten 8’ine over glaze, 8’ine mekanik cila uygulanmıştır.

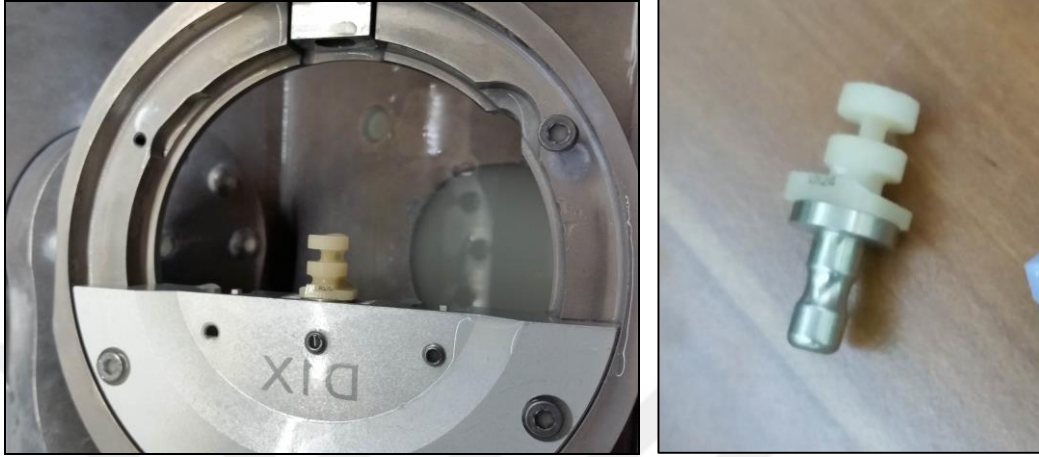
Örnekler 403°C’de 6 dakikalık kurutma işlemi sonrasında, dakikada 60°C ısıtılarak 725°C sıcaklığa kadar fırınlanıp bu sıcaklıkta 1 dakika tutulduktan sonra over glaze fırınlama işlemi tamamlandı. Fırınlama sürecinde 450°C ve 724°C sıcaklıklarda vakum uygulandı.

* Fırınlama ve over glaze işlemleri “Ivoclar Vıvudent Programat ep 3000” cihazında yapıldı. (Bkz. Şekil 3.5)

Mekanik cila işlemi ise laboratuvar pratiğinde uygulandığı şekilde polisaj kitleriyle gerçekleştirildi. Her bir örnek için yeni lastik kullanılmasına dikkat edildi. (Bkz. Şekil 3.6)

3.1.1.4. Lösit Cam Seramiklerinin Hazırlanması

Lösit cam seramiği CAD/CAM sistemiyle hazırlandı. Yenadent CAD/CAM cihazında hazırlandı. (Bkz. Şekil 3.12)



Şekil 3. 12: Kazınmış Lösit Cam Seramiği

Hazırlanan 16 örnekten 8'ine over glaze, 8'ine mekanik cila uygulandı.

IPS Empress CAD örnekleri; 403°C'de 6 dakikalık kurutma işlemi sonrasında, dakikada 100°C ısıtılarak 790°C sıcaklığa kadar fırınlanıp bu sıcaklıkta 1-2 dakika tutulduktan sonra over glaze fırınlama işlemi tamamlandı. 450 °C-789 °C'de vakum uygulandı.

* Fırınlama ve over glaze işlemleri "Ivoclar Vıvadent Programat ep 3000" cihazında yapıldı. (Bkz. Şekil 3.5)

Mekanik cila işlemi ise laboratuvar pratiğinde uygulandığı şekilde polisaj kitleriyle gerçekleştirildi. Her bir örnek için yeni lastik kullanılmasına dikkat edildi. (Bkz. Şekil 3.6)

3.1.2. Diş Gruplarının Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılmak üzere toplanan 64 adet diş toplandı. Örnek alınan çalışmalarda belirtildiği üzere mine dokusunun deformasyona uğramaması amacıyla, bu dişler deney gününe dek %0,1'lik Timol solüsyonunda bekletildi.

3.2. Simülasyon Öncesi ve Sonrası Örneklerinin İncelenmesi

Çalışmamızda kullandığımız porselen örnekler deney öncesi ve sonrasında incelenip, renk, hacim ve yüzey pürüzlük değerleri kayıt altına alındı. Porselen örneklerin antagonisti olarak kullanılan diş örneklerinin işlem öncesi ve sonrası ağırlık değerleri kayıt altına alındı (Bkz. Tablo 3.3).

Tablo 3. 3: Örneklerin İşlem Öncesi ve Sonrası Ortalama Değerleri

				Ortalama	Std. Sapma
1. Grup	Feldspatik Glaze Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,3788	,14990
			İşlem S.	187,0975	,14762
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,095275	,0005092
			İşlem S.	,131750	,0005043
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0725	,01035
			İşlem S.	,9850	,01604
	Feldspatik Mekanik Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,5875	,24933
			İşlem S.	189,0250	,24871
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,099513	,0001727
			İşlem S.	,104113	,0001642
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0663	,01061
			İşlem S.	,9963	,01685
2. Grup	Zirkonya Glaze Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,6400	,29052
			İşlem S.	190,2950	,29617
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,097713	,0007298
			İşlem S.	,202388	,0007772
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0763	,01061
			İşlem S.	1,0175	,01282
	Zirkonya Mekanik Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,4838	,32772
			İşlem S.	190,3738	,32601
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,099288	,0003682
			İşlem S.	,104025	,0003454
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0675	,01832
			İşlem S.	1,0313	,01727
3. Grup	Lösit Glaze Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,5863	,23360
			İşlem S.	180,7663	,25304
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,091525	,0004833
			İşlem S.	,304888	,0040551
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0588	,01458
			İşlem S.	,8925	,01581
	Lösit Mekanik Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,4025	,18227
			İşlem S.	183,5787	,26199
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,096088	,0008610
			İşlem S.	,221863	,0004173
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0663	,01685
			İşlem S.	,9612	,01458
4. Grup	Lityum disilikat Glaze Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,6325	,17310
			İşlem S.	183,5550	,20466
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,096400	,0001309
			İşlem S.	,308338	,0013244
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0638	,01061
			İşlem S.	,9500	,01604
	Lityum disilikat Mekanik Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,7613	,10077
			İşlem S.	188,4563	,07110
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,090613	,0000835
			İşlem S.	,150938	,0004689
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0612	,01553
			İşlem S.	,9813	,01642

Porselen örneklerin renk değerleri Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'sinde bulunan Vita Easyshade Advance cihazıyla ölçüldü (Bkz. Şekil 3.13).

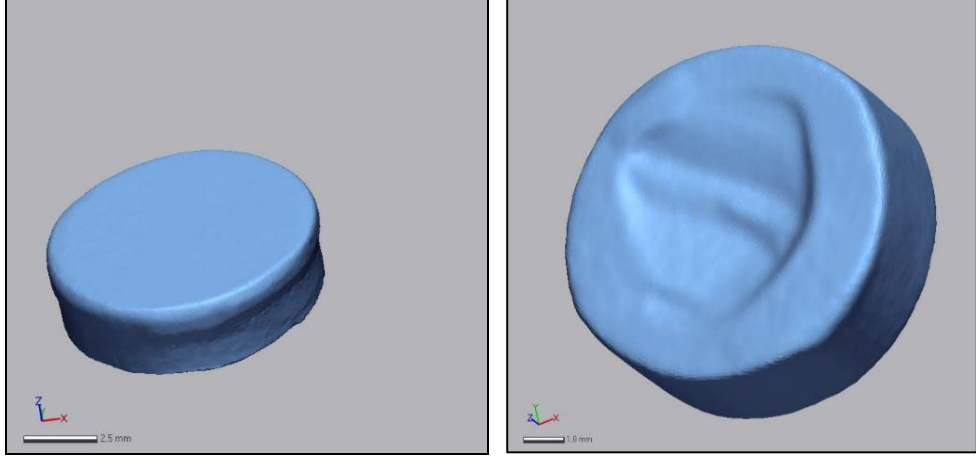


Şekil 3. 13: Vita Zahnfabrik / Vita Easyshade Advance / Almanya

Porselen örneklerin deney öncesi ve sonrası aşınma değerlendirmesinin yapılması amacıyla; örnekler 3D tarayıcıda (Dental Wings/7 Series) taranıp (Bkz. Şekil 3.14) Geomagic Control X programında incelenmek üzere digital ortama aktarıldı. (Bkz. Şekil 3.15) Hacim verileri bu program aracılığıyla elde edildi.



Şekil 3. 14: Dental Wings / 7 Series / Kanada

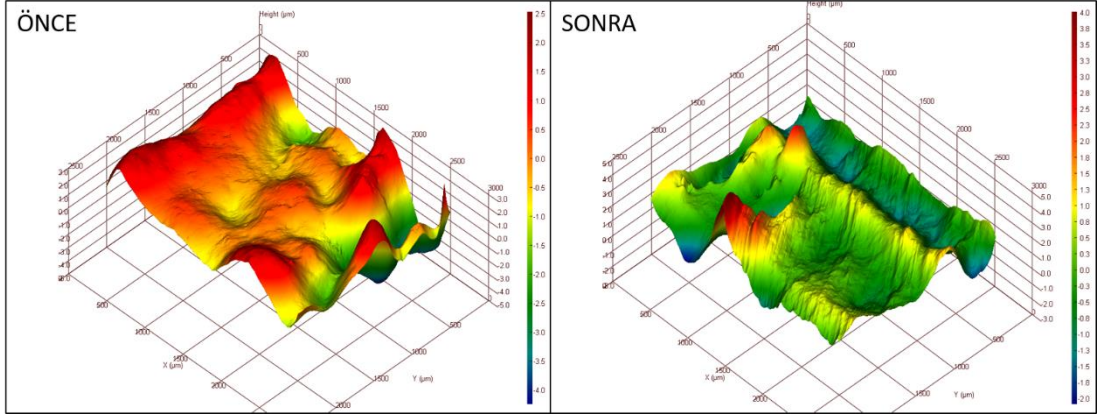


Şekil 3. 15: Örneklerin Deneş Öncesi ve Sonrası 3D Datalarının Alınması

Porselen örneklerin deneş öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinin incelenmesi amacıyla Düzce Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan Optik Profilometre cihazı (Phaze View / Zee Scope, France) kullanıldı. (Bkz. Şekil 3.16)



Şekil 3. 16: Phaze View / Zee Scope, France



Şekil 3. 17: Deney Öncesi ve Sonrası Örneklerin Optik Profilometre Analizleri

Deney öncesi ve sonrası her bir porselen grubuna ait over glazeli ve mekanik cilalı örneklerden rastgele seçilenlerin yüzey topografyası Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan Taramalı Elektron Mikroskopunda (Tescan, Mira 3, Çek Cumhuriyeti) incelendi. (Bkz. Şekil 3.18)



Şekil 3. 18: Taramalı Elektron Mikroskopunda (Tescan / Mira 3 / Çek Cumhuriyeti)

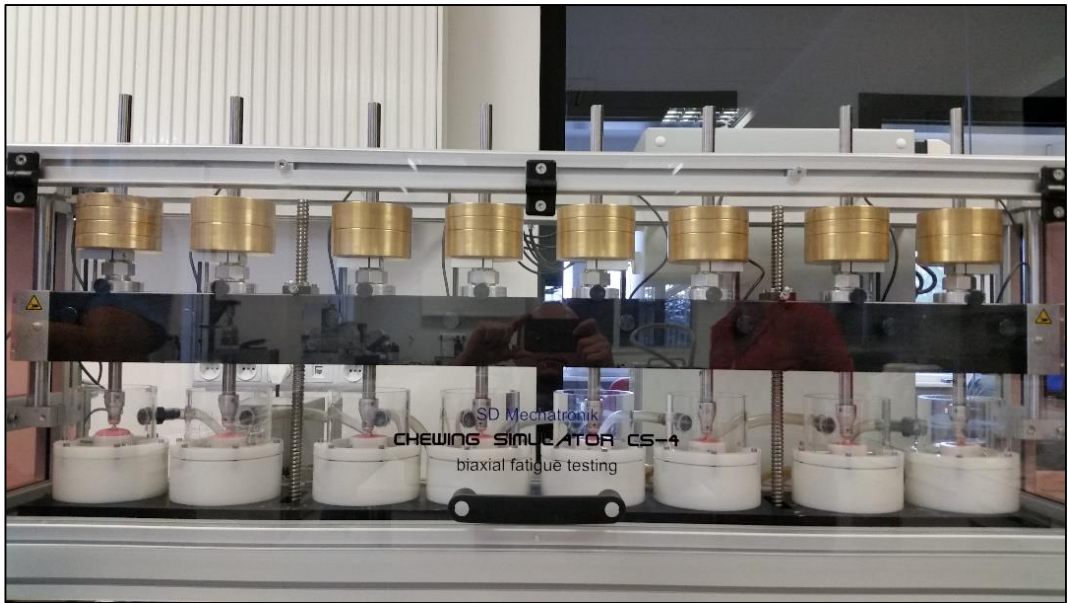
Antagonist dişlerin ağırlıkları, deney öncesi ve sonrası Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi'nde bulunan (A&D Weighing GR-300 lab balance) hassas tartıda ölçülmüştür. (Bkz. Şekil 3.19)



Şekil 3. 19: A&D Weighing / GR-300 Lab Balance / ABD

3.3. Oklüzyon Similasyonunun Gerçekleştirilmesi

Çalışmamızda, Kayseri Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Araştırma Laboratuvar'ında bulunan “SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.8 biaxial fatigue testing” cihazı kullanıldı. (Bkz. Şekil 3.20)



Şekil 3. 20: SD Mechatronik / Chewing Simulator CS-4.8 / Almanya

SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.8, bilgisayar tarafından kontrol edilebilen dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilen bir cihazdır. Sekiz adet örnek tutucusu ve sekiz adet antagonist tutucusu bulunmaktadır. 10N ila 120N arasında kuvvet uygulayabilen bu cihazın aynı zamanda termal siklus özelliği bulunmaktadır.

Çalışmamızda örnekler materyallerine göre dört ana gruba ayrılmış (feldspatik porselen, lösit cam seramik, lityum disilikat cam seramik, monolitik zirkonya) ve bu ana gruplar da kendi içlerinde over glaze ve mekanik cilalı olmak üzere iki alt gruba ayrıldı. (Bkz. Tablo:3.1) Alt grupların her birinin 8'er örnekten oluşması nedeniyle çiğneme simülasyonu işlemleri farklı zamanlarda yapıldı.

Simülasyon hazırlık aşamaları;

- Porselenler akril içine gömülerek tutuculara yerleştirildi. (Bkz. Şekil:3.21)
- Antagonist dişler akril içine gömülerek tutuculara yerleştirildi. (Bkz. Şekil:3.22)
- Örnekler ve dişler cihaza yerleştirildi ve kalibrasyonu sağladı. (Bkz. Şekil:3.23)

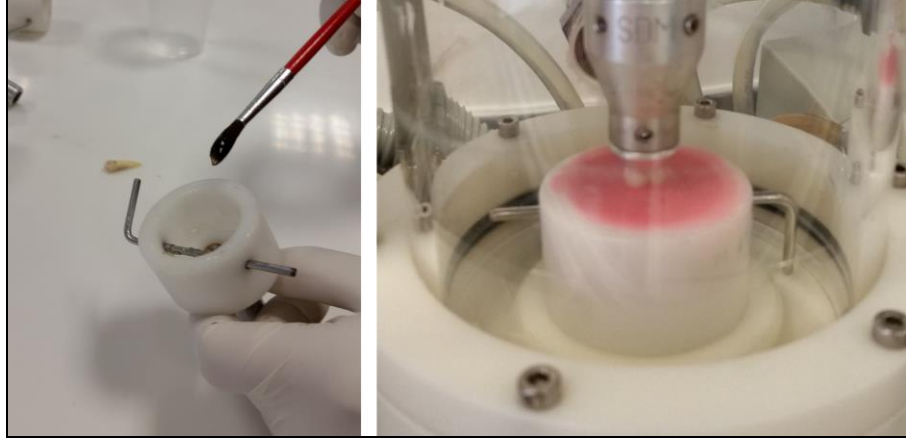
Simülasyonda istenilen değerler bilgisayara girildi.

Kullanılan değerler;

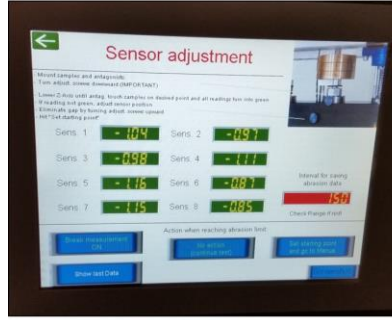
- Yatay Hareket Miktarı: 2mm
- Dikey Hareket Miktarı: 3mm
- Siklus Frekansı: 1 Hz.
- Her Örnek İçin Ağırlık: 50N
- Termal Siklus: 5-55°C 10.000 siklus
- Çiğneme siklus Miktarı: 600.000 (yaklaşık 2,5 yıl)



Şekil 3. 21: Porselenlerin Tutuculara Yerleştirilmesi



Şekil 3. 22: Dişlerin Tutuculara Yerleştirilmesi



Şekil 3. 23: Örneklerin Yerleştirilmesi ve Kalibrasyonu



Şekil 3. 24: Örneklerin 50N Kuvvet Altında Yorulma Aşaması

3.4. İstatiksel Değerlendirme

Çalışmamızda elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Science) (Ver.22.0) programına yüklenerek değerlendirmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinden; (Kolmogorof-Simirnov) bağımsız gruplarında iki ortalama arasındaki farkın önerlilik testi, Varyans Analizi, Tukey Testi, ve eşler arası farkın önemlilik testi kullanımıştır yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı.



4. BULGULAR

Çalışmamızda tüm porselen gruplarının işlem öncesi hacimsel verileri ve yüzey pürüzlülük (Ra) değerleri birbiriyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamsız bulundu. ($p>0,05$)

Çalışmamızda simülasyon işlemi sırasında porselen örneklerimizin antagonisti olarak kullanılan diş örneklerimizin, işlem öncesi ağırlıkları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulundu. ($p>0,05$)

4.1. Aşınma Ölçüm Sonuçları

Çalışmamızda deney öncesi ve sonrası, porselen örneklerinden elde edilen hacim ve yüzey pürüzlülüğü (Ra), diş örneklerinden elde edilen ağırlık değerleri ve standart sapmaları tabloda verildi. (Bkz. Tablo 4.1)

*Çalışmamızda tüm örneklerin işlem öncesi ve işlem sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ($p<0,05$)

Tablo 4. 1: Deney Öncesi ve Sonrası Elde Edilen Hacim, Yüzey Pürüzlüğü, Ağırlık ve Standart Sapma Değerleri

				Ortalama	Std. Sapma	Sonuç	
						t	p
1. Grup	Feldspatik Glaze Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,3788	,14990	280,05	0,001*
			İşlem S.	187,0975	,14762		
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,095275	,0005092	119,32	0,001*
			İşlem S.	,131750	,0005043		
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0725	,01035	27,92	0,001*
			İşlem S.	,9850	,01604		
	Feldspatik Mekanik Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,5875	,24933	264,78	0,001*
			İşlem S.	189,0250	,24871		
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,099513	,0001727	62,84	0,001*
			İşlem S.	,104113	,0001642		
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0663	,01061	12,34	0,001*
			İşlem S.	,9963	,01685		
2. Grup	Zirkonya Glaze Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,6400	,29052	81,64	0,001*
			İşlem S.	190,2950	,29617		
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,097713	,0007298	229,05	0,001*
			İşlem S.	,202388	,0007772		
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0763	,01061	19,91	0,001*
			İşlem S.	1,0175	,01282		
	Zirkonya Mekanik Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,4838	,32772	58,20	0,001*
			İşlem S.	190,3738	,32601		
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,099288	,0003682	24,01	0,001*
			İşlem S.	,104025	,0003454		
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0675	,01832	11,19	0,001*
			İşlem S.	1,0313	,01727		
3. Grup	Lösit Glaze Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,5863	,23360	393,06	0,001*
			İşlem S.	180,7663	,25304		
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,091525	,0004833	147,44	0,001*
			İşlem S.	,304888	,0040551		
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0588	,01458	44,30	0,001*
			İşlem S.	,8925	,01581		
	Lösit Mekanik Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,4025	,18227	173,33	0,001*
			İşlem S.	183,5787	,26199		
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,096088	,0008610	480,12	0,001*
			İşlem S.	,221863	,0004173		
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0663	,01685	55,56	0,001*
			İşlem S.	,9612	,01458		
4. Grup	Lityum disilikat Glaze Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,6325	,17310	378,79	0,001*
			İşlem S.	183,5550	,20466		
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,096400	,0001309	481,29	0,001*
			İşlem S.	,308338	,0013244		
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0638	,01061	21,71	0,001*
			İşlem S.	,9500	,01604		
	Lityum disilikat Mekanik Grubu	Porselen Hacim	İşlem Ö.	190,7613	,10077	181,82	0,001*
			İşlem S.	188,4563	,07110		
		Porselen Ra	İşlem Ö.	,090613	,0000835	331,45	0,001*
			İşlem S.	,150938	,0004689		
		Diş Ağırlık	İşlem Ö.	1,0612	,01553	24,40	0,001*
			İşlem S.	,9813	,01642		

*(p<0,05) önemli, n=8

4.1.1. Porselen Örneklerinin Aşınma Sonuçları

Tablo 4. 2: Aynı Yüzey İşlemi Uygulanan Porselen Örneklerin İşlem Sonrası Hacim ve Standart Sapma Değerleri

		N	Ortalama	Std. Sapma	Sonuç
Glaze Grubu	Feldspatik	8	187,0975	,14762	F=2560,70 P=0,001*
	Zirkonya	8	190,2950	,29617	
	Lityum disilikat	8	183,5550	,20466	
	Lösit	8	180,7663	,25304	
Mekanik Grubu	Feldspatik	8	189,0250	,24871	F=1162,68 P=0,001*
	Zirkonya	8	190,3738	,32601	
	Lityum disilikat	8	188,4563	,07110	
	Lösit	8	183,5787	,26199	

*($p<0.05$) önemli

Porselen örneklerin over glaze uygulanmış gruplarına ilişkin işlem sonrası hacim ölçümleri karşılaştırıldığında, gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu. ($p<0,05$)

Glazeli grupların ikili karşılaştırılmasında; FeG-ZiG, FeG-LöG, FeG-LiG, ZiG-LöG, ZiG-LiG, LöG-LiG arasındaki hacimsel farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ($p<0,05$)

Sonuç olarak bu ölçüm yönünde tüm gruplar arasındaki fark anlamlıdır. Ölçümlerden elde edilen veriler ışığında, işlem sonrası hacim verilerinin büyüklük değerleri; ZiG>FeG>LiG>LöG olmakla birlikte, en çok aşınma gösteren grup Lösit Glaze Grubu (LöG) olup, bu grubu Lityum disilikat Grubu (LiG), sonrasında da Feldspatik Glaze Grubu (FeG) izlemektedir. En az aşınma gösteren grup Zirkonya Glaze Grubu (ZiG) olmaktadır.

Porselen örneklerin Mekanik cila uygulanmış alt gruplarına ilişkin, işlem sonrası hacim ölçümleri karşılaştırıldığında, gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,05$)

Mekanik cila uygulanmış alt gruplara ilişkin ikili karşılaştırmalarda; FeM-ZiM, FeM-LöM, FeM-LiM, ZiM-LöM, ZiM-LiM, LöM-LiM arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ($p < 0,05$)

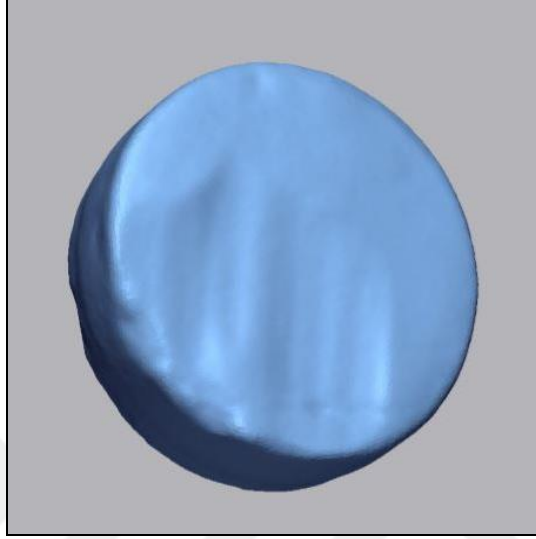
Sonuç olarak bu ölçüm yönünde tüm gruplar arasındaki fark anlamlıdır. Ölçümlerden elde edilen veriler ışığında, işlem sonrası hacim verilerinin büyüklük değerleri; ZiM > FeM > LiM > LöM olmakla birlikte, en çok aşınma gösteren grup, Lössit Mekanik Grubu (LöM) olup, bu grubu Lityum disilikat Mekanik Grubu, sonrasında da Feldspatik Mekanik Grubu (FeM) izlemektedir. En az aşınma gösteren grup Zirkonya Mekanik Grubu (ZiM) olmaktadır.

Tablo 4. 3: İçeriklerine Göre Porselen Gruplarının Glaze ve Mekanik Alt Gruplarının İşlem Sonrası Hacim ve Standart Sapma Değeri

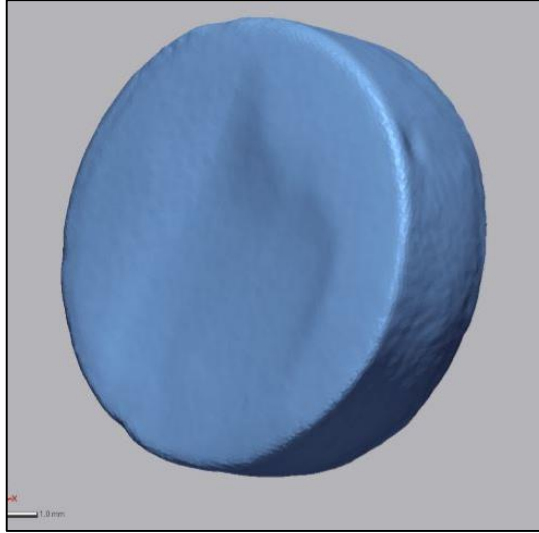
		N	Ortalama	Std. Sapma	Sonuç
Feldspatik	Glaze	8	187,0975	,14762	F=2,31 P=0,001*
	Mekanik	8	189,0250	,24871	
Zirkonya	Glaze	8	190,2950	,29617	F=0,79 P=0,621
	Mekanik	8	190,3738	,32601	
Lityum disilikat	Glaze	8	183,5550	,20466	F=1,55 P=0,001*
	Mekanik	8	188,4563	,07110	
Lössit	Glaze	8	180,7663	,25304	F=0,001 P=0,001*
	Mekanik	8	183,5787	,26199	

*($p < 0,05$) önemli

Porselen örneklerimizin içeriklerine göre olan Feldspatik Glaze (FeG) ve Feldspatik Mekanik (FeM) alt gruplarının, işlem sonrası hacim ölçümlerinin karşılaştırılmasında, farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,05$) (Bkz. Şekil 4.1, Şekil 4.2)

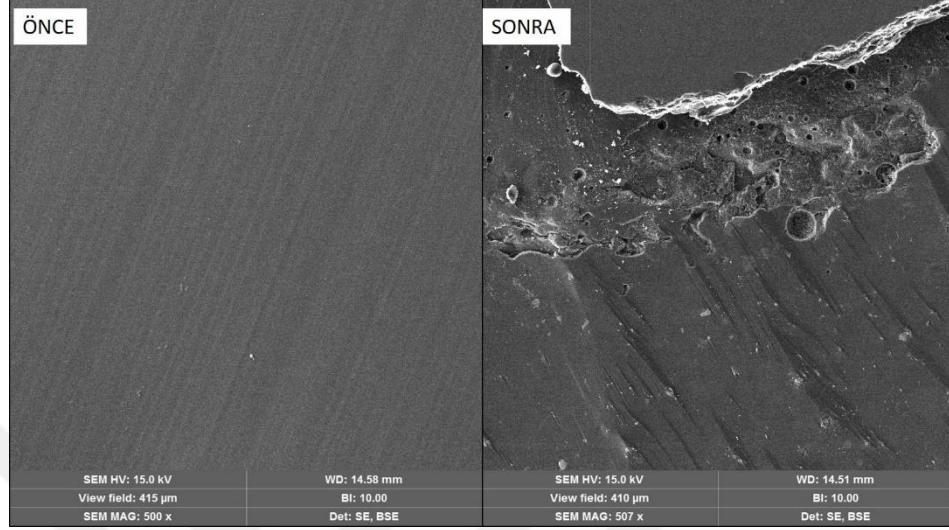


Şekil 4. 1: Deney Sonrası Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselen

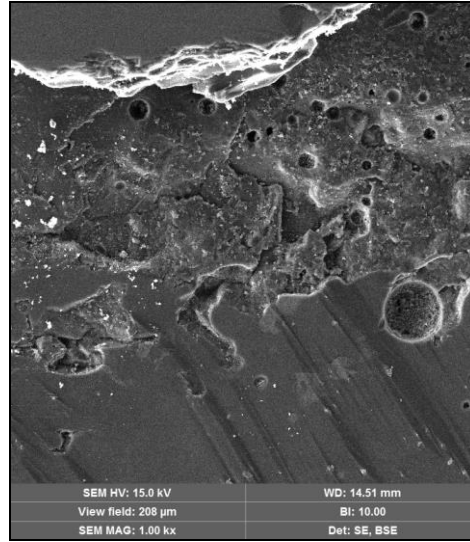


Şekil 4. 2: Deney Sonrası Feldspatik Mekanik (FeM) Grubuna Ait Bir Porselen

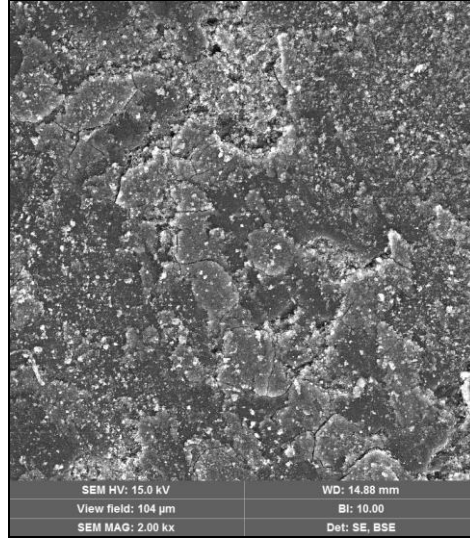
Ölçümlerden elde edilen veriler ışığında, işlem sonrası hacim verilerinin büyüklük değeri; $FeM > FeG$ olmakla birlikte Feldspatik Glaze grubu (FeG), Feldspatik Mekanik Grubuna (FeM) göre daha fazla aşınma göstermiştir.



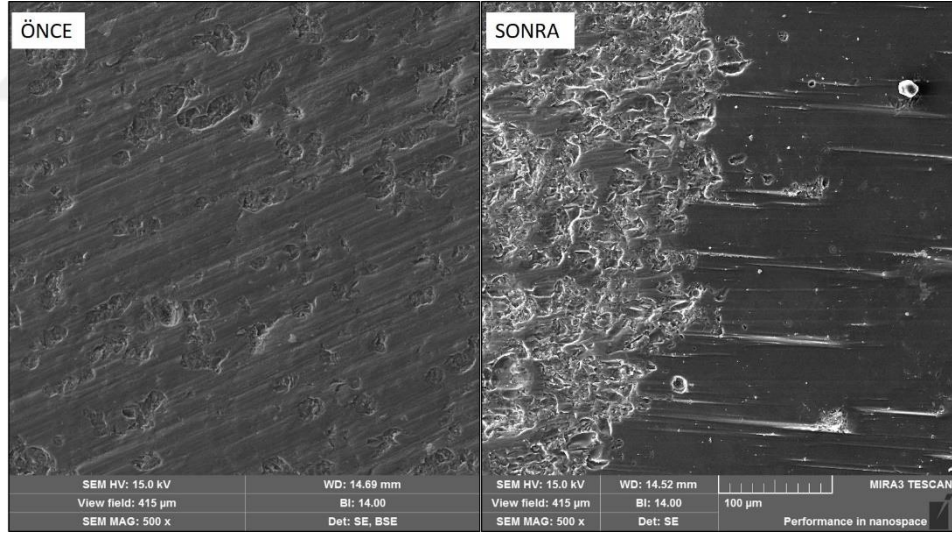
Şekil 4. 3: Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü



Şekil 4. 4: Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü

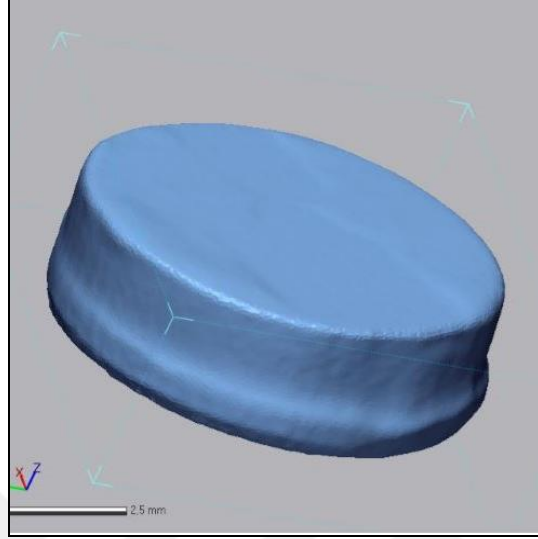


Şekil 4. 5: Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 2.00kx SEM Görüntüsü

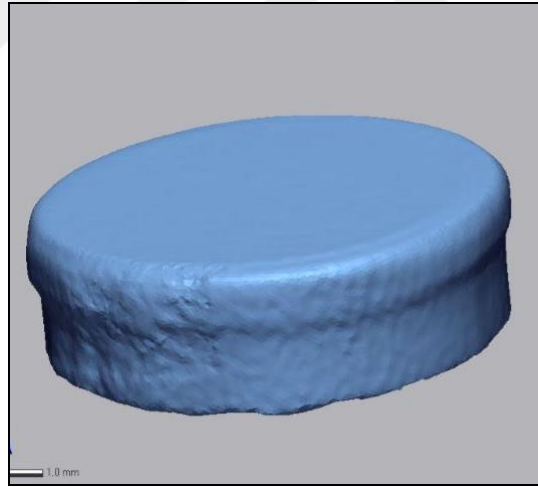


Şekil 4. 6: Feldspatik Mekanik (FeM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü

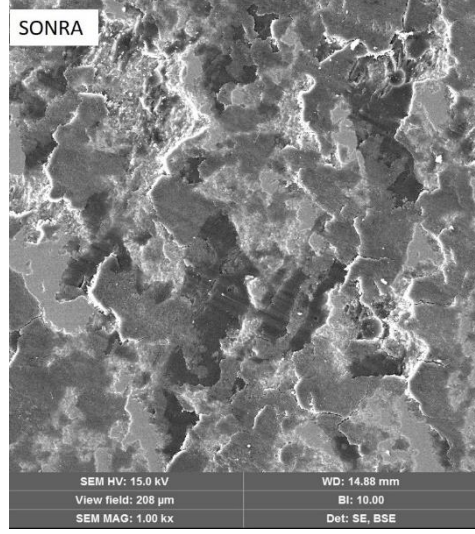
Porselen örneklerimizin içeriklerine göre olan Zirkonya Glaze (ZiG) ve Zirkonya Mekanik (ZiM) gruplarının, işlem sonrası hacim ölçümlerinin karşılaştırılmasında, verilerin farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur. ($p>0,05$)



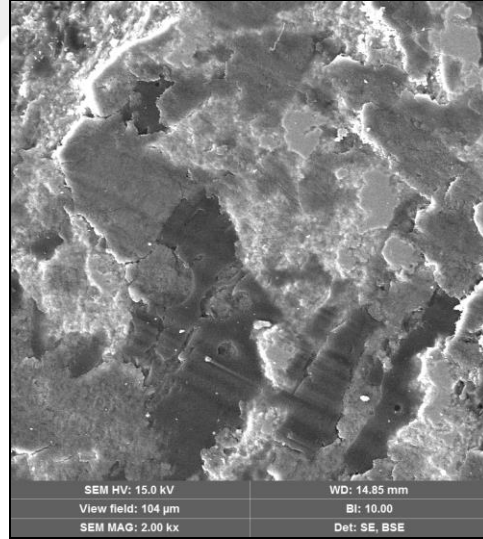
Şekil 4. 7: Deney Sonrası Zirkonya Glaze (ZiG) Grubuna Ait Bir Porselen



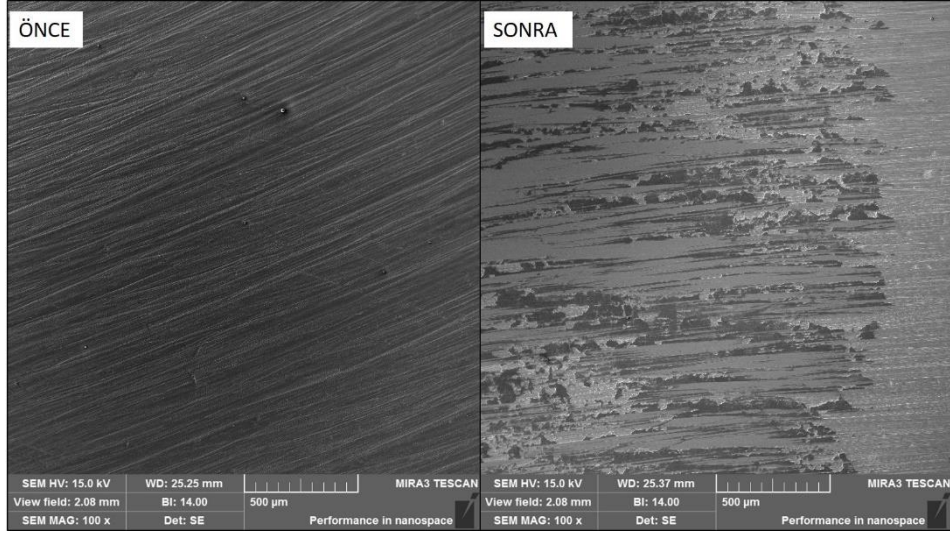
Şekil 4. 8: Deney Sonrası Zirkonya Mekanik (ZiM) Grubuna Ait Bir Porselen



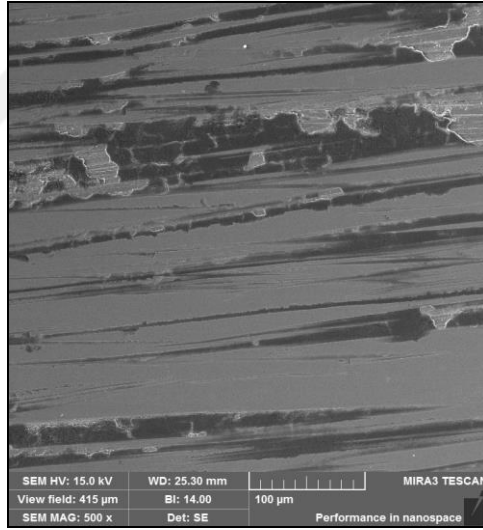
Şekil 4. 9: Zirkonya Glaze (ZiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü



Şekil 4. 10: Zirkonya Glaze (ZiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 2.00kx SEM Görüntüsü

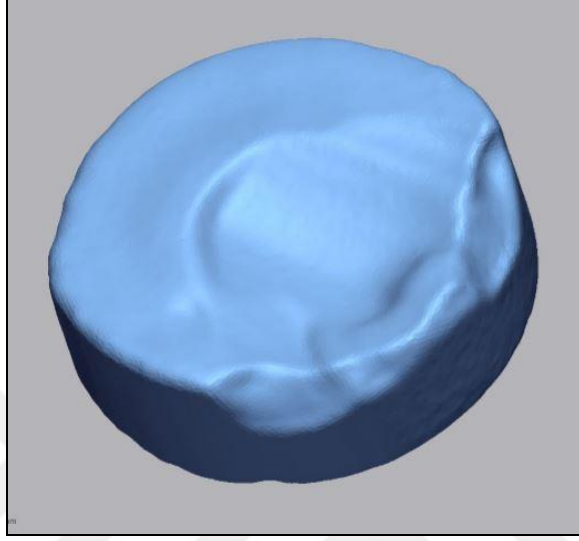


Şekil 4. 11: Zirkonya Mekanik (ZiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 100x SEM Görüntüsü

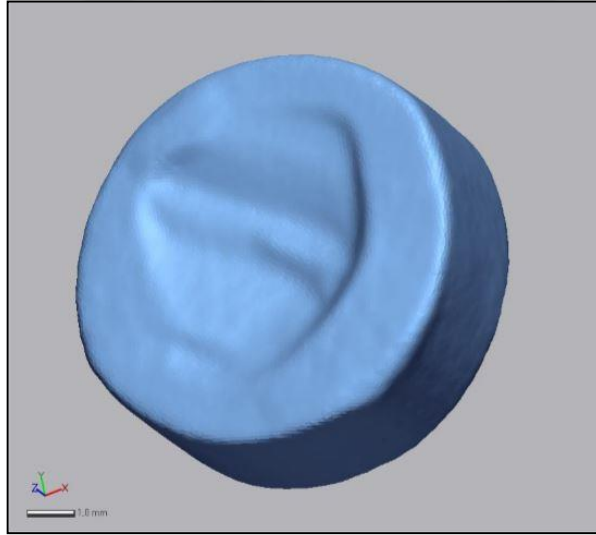


Şekil 4. 12: Zirkonya Mekanik (ZiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 500x SEM Görüntüsü

Porselen örneklerimiz içeriklerine göre olan LÖsit Glaze (LÖG) ve LÖsit Mekanik (LÖM) gruplarının, işlem sonrası hacim ölçümlerinin karşılaştırılmasında, farklılıklar istatistiksel olarak önemli bulundu. ($p<0,05$)

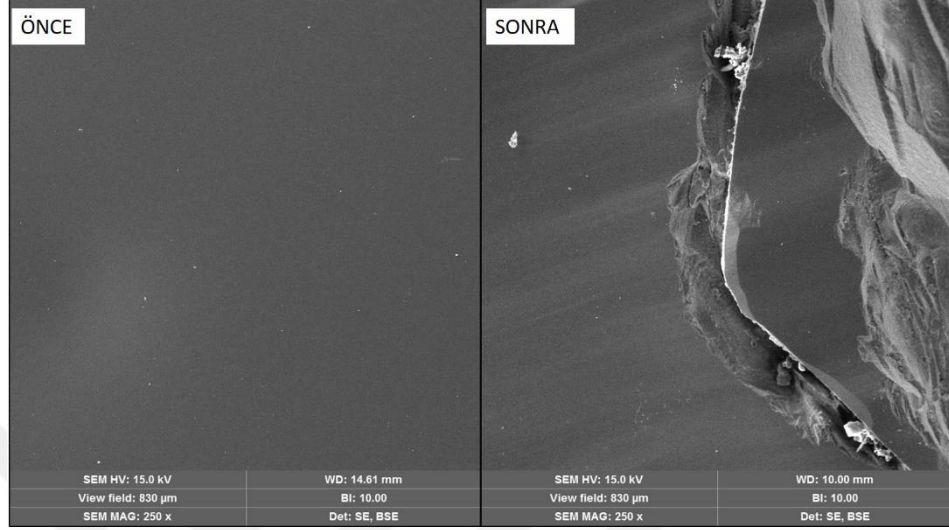


Şekil 4. 13: Deney Sonrası LÖsit Glaze (LÖG) Grubuna Ait Bir Porselen

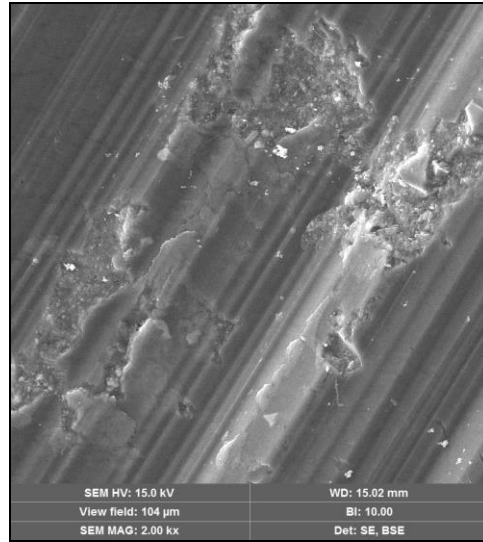


Şekil 4. 14: Deney Sonrası LÖsit Mekanik (LÖM) Grubuna Ait Bir Porselen

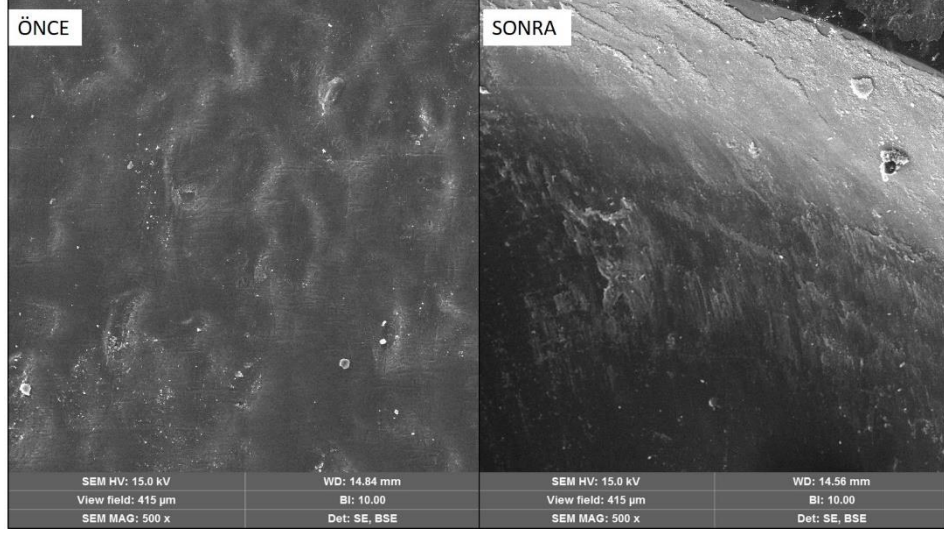
Ölçümlerden elde edilen veriler ışığında, işlem sonrası hacim verilerinin büyüklük değeri sıralaması; LÖM > LÖG olmakla birlikte Lössit Glaze Grubu (LÖG), Lössit Mekanik Grubuna (LÖM) göre daha fazla aşınma göstermiştir.



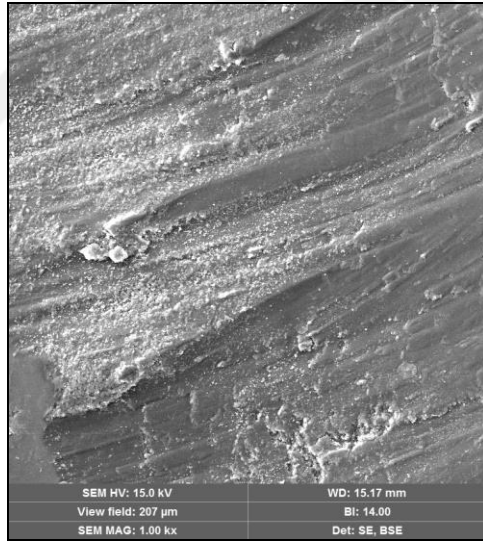
Şekil 4. 15: Lössit Glaze (LÖG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 250x SEM Görüntüsü



Şekil 4. 16: Lössit Glaze (LÖG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 2.00kx SEM Görüntüsü

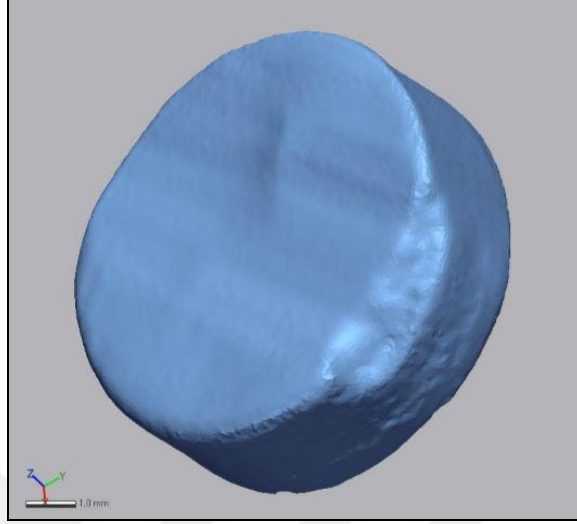


Şekil 4. 17: Lösit Mekanik (Löm) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü

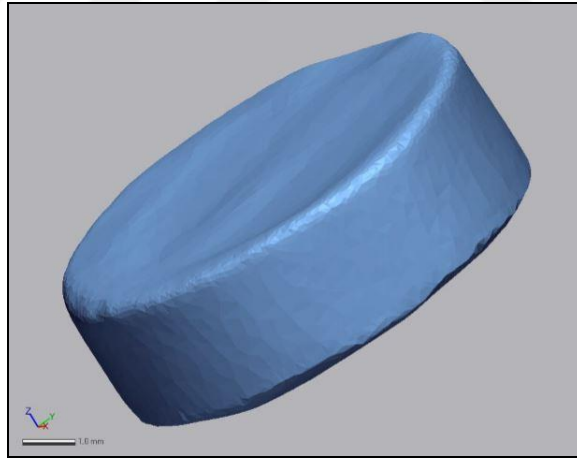


Şekil 4. 18: Lösit Mekanik (Löm) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü

Porselen örneklerimizden Lityum Disilikat Glaze (LiG) ve Lityum Disilikat Mekanik gruplarının, işlem sonrası hacim ölçümlerinin karşılaştırılmasında, veriler arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü. ($p < 0,05$)

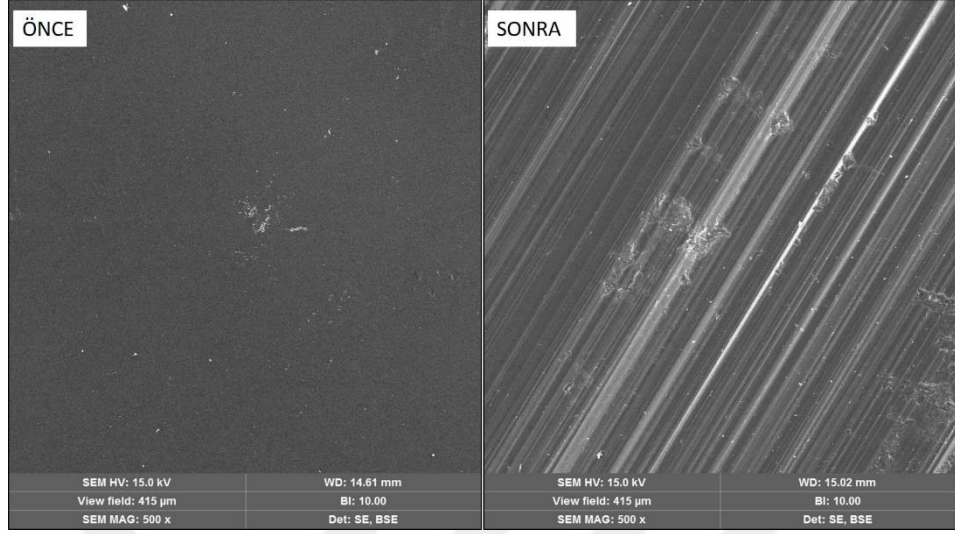


Şekil 4. 19: Deney Sonrası Lityum Disilikat Glaze (LiG) Grubu Ait Bir Porselen

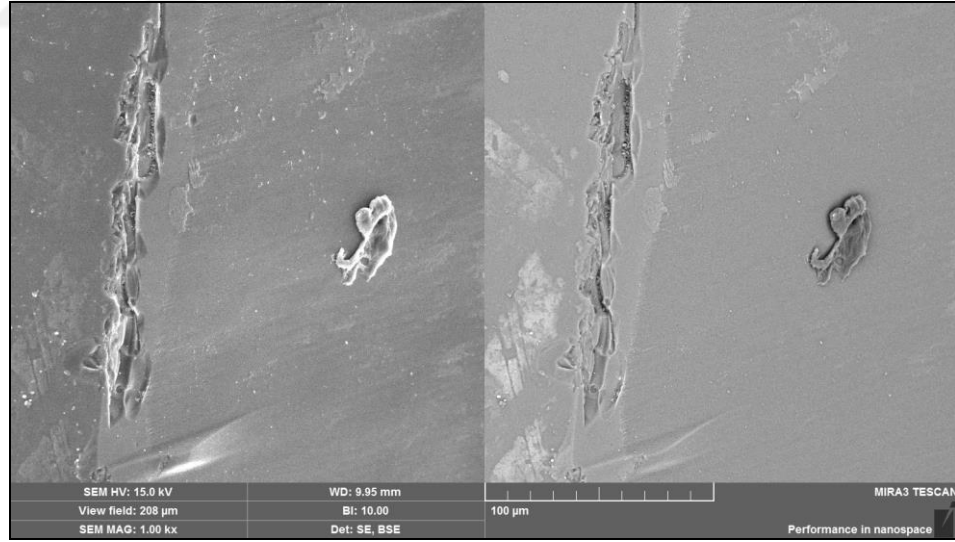


Şekil 4. 20: Deney Sonrası Lityum Disilikat Mekanik (LiM) Grubu Ait Bir Porselen

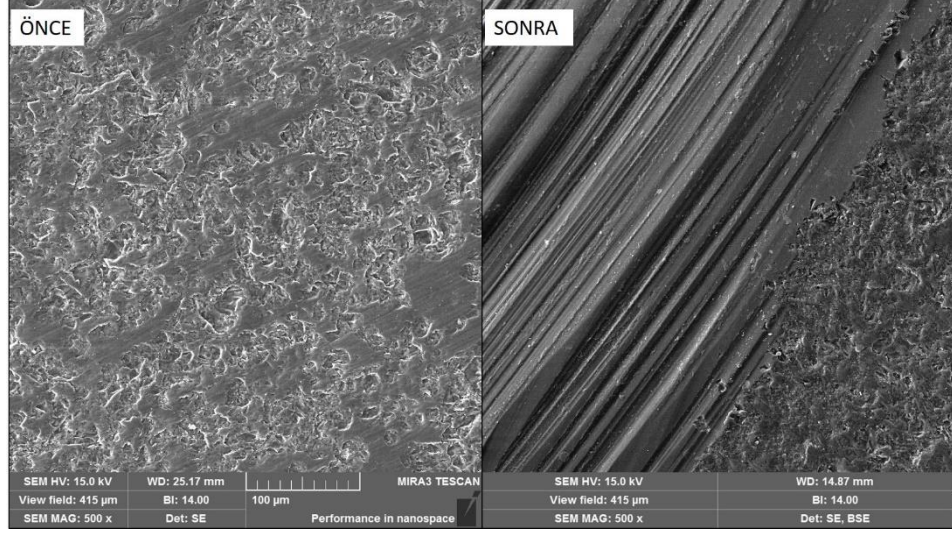
Ölçümlerden elde edilen veriler ışığında, işlem sonrası hacim verilerinin büyüklük değeri sıralaması; $LiM > LiG$ olmakla birlikte Lityum Disilikat Glaze Grubu (LiG), Lityum Disilikat Mekanik Grubuna (LiM) göre daha fazla aşınma göstermiştir.



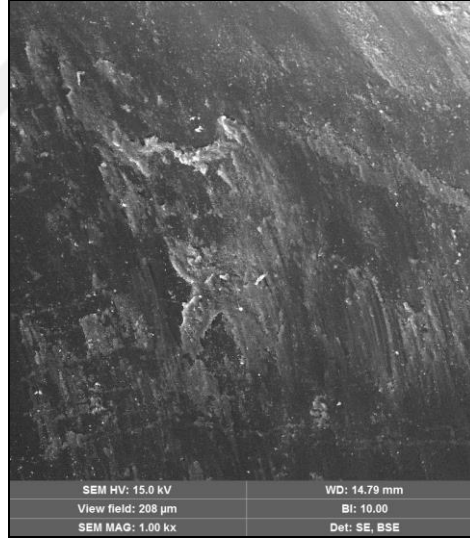
Şekil 4. 21: Lityum Disilikat Glaze (LiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü



Şekil 4. 22: Lityum Disilikat Glaze (LiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü



Şekil 4. 23: Lityum Disilikat Mekanik (LiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 500x SEM Görüntüsü



Şekil 4. 24: Lityum Disilikat Mekanik (LiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası 1.00kx SEM Görüntüsü

Aşınma verilerinin tüm örnekler üzerinden incelenmesi sonucu, en çok aşınan örnek grubu LÖG olurken, en az aşınan örnek grubu ZiM örneklerimizde olduğu görüldü.

4.1.2. Diş Örneklerin Aşınma Sonuçları

Tablo 4. 4: Aynı Yüzey İşlemi Uygulanan Porselen Örneklerin Antagonist Dişlerinin İşlem Sonrası Ağırlık ve Standart Sapma Değerleri

		N	Ortalama	Std. Sapma	Sonuç
Glaze Grubu	Feldspatik	8	,9850	,01604	F=98,57 P=0,001*
	Zirkonya	8	1,0175	,01282	
	Lityum disilikat	8	,9500	,01604	
	Lösit	8	,8925	,01581	
Mekanik Grubu	Feldspatik	8	,9963	,01685	F=26,24 P=0,001*
	Zirkonya	8	1,0313	,01727	
	Lityum disilikat	8	,9813	,01642	
	Lösit	8	,9612	,01458	

*(p<0,05) önemli

Çalışmamızda porselen örneklerin antagonisti olarak kullandığımız diş örneklerimizin aşınma durumlarını ağırlık değişimlerine göre karşılaştırdık.

Porselen örneklerin glaze uygulanmış grupların, simülasyon sırasında ki antagonist diş örneklerinin, işlem sonrası ağırlık ölçümleri karşılaştırıldığında, gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu. (p<0,05)

Diş gruplarının işlem sonrası ağırlık verilerinin ikili karşılaştırmasında, FeG-ZiG, FeG-LöG, FeG-LiG, ZiG-LöG, ZiG-LiG, LöG-LiG grupları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı görüldü. (p<0,05)

Sonuç olarak bu ölçüm yönünde antagonist dişlerimizin işlem sonrası ağırlık verilerinin büyüklük bakımından sıralanması; ZiG>FeG>LiG>LöG şeklinde olup, bu bilgiler ışığında antagonist dişlerde en fazla aşındırmayı yapan porselen grubunun Lösit Glaze (LöG) grubu porselenleri olup, bu grubu Lityum disilikat Glaze grubu (LiG) porselenler, sonrasında da Feldspatik Glaze Grubu (FeG) porselenler izlemektedir. Zirkonya Glaze Grubu (ZiG) porselenler, glaze uygulanmış porselen grupları arasında, antagonist dişlerde en az aşındırma yapan porselen grubumuzdur.

Porselen örneklerin mekanik cila uygulanmış grubu, simülasyon sırasında ki antagonist diş örneklerinin, işlem sonrası ağırlık ölçümleri karşılaştırıldığında, gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p<0,05$)

Verilerinin ikili karşılaştırılmasında, FeM-ZiM, FeM-LöM, ZiM-LöM, ZiM-LiM, porselen gruplarının antagonist dişlerinin, işlem sonrası ağırlık değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. ($p<0,05$)

Grupların ikili karşılaştırılmasında FeM-LiM ile LöM-LiM porselen örneklerinin antagonist dişlerinin işlem sonrası ağırlık verilerinin istatistiksel olarak farklı olmadıkları bulunmuştur. ($p>0,05$)

İşlem sonrası elde edilen verilere göre antagonist dişlerdeki en fazla ağırlık ZiM grubunda görülmektedir. FeM, LiM ve LöM gruplarının antagonist ağırlıkları sonra gelmektedir. Bu veriler ışığında mekanik alt grubunda en az antagonist diş aşındırmasını, Zirkonya Mekanik (ZiM) grubumuz gerçekleştirmiştir.

Tablo 4. 5: İçeriklerine Göre Porselen Gruplarının Glaze ve Mekanik Alt Gruplarının Antagonist Dişlerinin İşlem Sonrası Ağırlık ve Standart Sapma Değeri

		N	Ortalama	Std. Sapma	Sonuç
Feldspatik	Glaze	8	,9850	,01604	F=0,85 P=0,193
	Mekanik	8	,9963	,01685	
Zirkonya	Glaze	8	1,0175	,01282	F=0,10 P=0,94
	Mekanik	8	1,0313	,01727	
Lityum disilikat	Glaze	8	,9500	,01604	F=0,95 P=0,001*
	Mekanik	8	,9813	,01642	
Lösit	Glaze	8	,8925	,01581	F=0,005 P=0,001*
	Mekanik	8	,9612	,01458	

*($p<0,05$) önemli

Feldspatik Glaze ve Feldspatik Mekanik gruplarının, karşılığına gelen dişlerin, simülasyon işleminden sonraki ağırlık verilerinin karşılaştırılmasında farkın önemsiz olduğu bulundu. ($p>0,05$)

ZiG ve ZiM alt gruplarının, simülasyon sonrası antagonist dişlerinin ağırlık değerlerinin farkının önemsiz olduğu görüldü. ($p>0,05$)

LöG ve LöM gruplarına ait antagonist dişlerin simülasyon işlemi sonrasındaki ağırlık verilerinin karşılaştırılmasında, istatistiksel olarak farkın anlamlı olduğu bulundu. ($p<0,05$)

Alınan veriler ışığında LöG grubuna ait antagonist dişlerin, LöM grubuna ait antagonist dişlere oranla daha çok aşındığı görüldü.

LiG ve LiM gruplarına ait antagonist dişlerin, simülasyon sonrası ağırlık değerleri incelendiğinde, istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu. ($p<0,05$)

Elde edilen bilgilerle LiM grubu porselenlerin LiG grubu porselenlere göre daha az diş aşındırdıkları görüldü.

Tüm diş örneklerin aşınma durumları karşılaştırıldığı zaman, en fazla diş aşındırmasını LöG grubu porselenlerin yaptığını, bu grubu LiG grubu porselenlerin takip ettiğini, en az diş aşındırması yapan porselenlerinde Zirkonya içerikli porselenlerin olduklarını görmekteyiz.

4.2. Yüzey Pürüzlüğü Ölçüm Sonuçları (Ra)

Tablo 4. 6: Aynı Yüzey İşlemi Uygulanan Porselen Örneklerin İşlem Sonrası Yüzey Pürüzlüğü ve Standart Sapma Değerleri

		N	Ortalama	Std. Sapma	Sonuç
Glaze Grubu	Feldspatik	8	,131750	,0005043	F=12299,20 P=0,001*
	Zirkonya	8	,202388	,0007772	
	Lityum disillikat	8	,308338	,0013244	
	Lösit	8	,304888	,0040551	
Mekanik Grubu	Feldspatik	8	,104113	,0001642	F=26,24 P=0,001*
	Zirkonya	8	,104025	,0003454	
	Lityum disillikat	8	,150938	,0004689	
	Lösit	8	,221863	,0004173	

*($p < 0,05$) önemli

Çalışmamızda kullanılan, Glaze uygulanmış porselenlerin işlem sonrası yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p < 0,05$) Bu grupların ikili karşılaştırılmasında; tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ($p < 0,05$) Glaze grubu porselenlerin işlem sonrası yüzey pürüzlülüklerinin (Ra) sıralaması LÖG > LiG > ZiG > FeG şeklindedir.

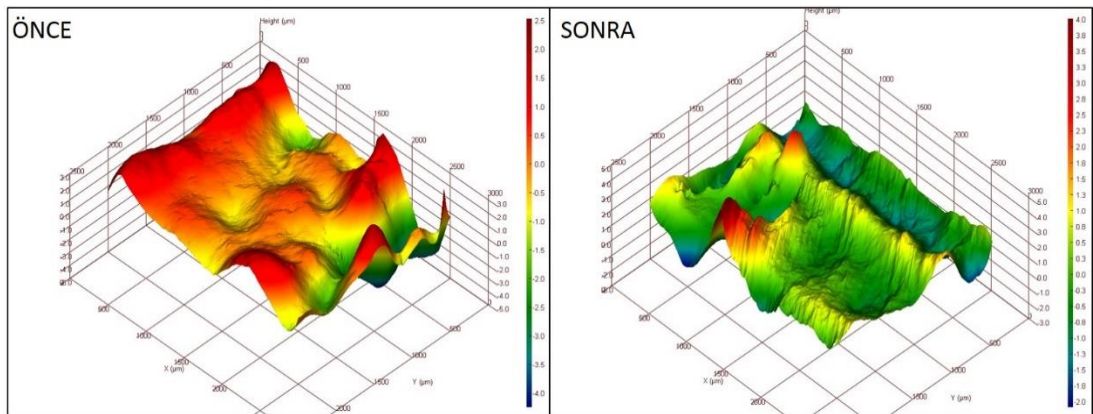
Mekanik yüzey işlemi uygulanmış gruplara ait işlem sonrası yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Bu gruplara ait ikili karşılaştırmalarda; FeM-ZiM arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p > 0,05$), diğer gruplar arasında fark anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Buna göre porselenlerimizin işlem sonrası yüzey pürüzlülükleri (Ra) büyüklük sıralaması; LÖM > LiM > FeM > ZiM şeklindedir.

Tablo 4. 7: İçeriklerine Göre Porselen Gruplarının Glaze ve Mekanik Alt Gruplarının İşlem Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü ve Standart Sapma Değeri

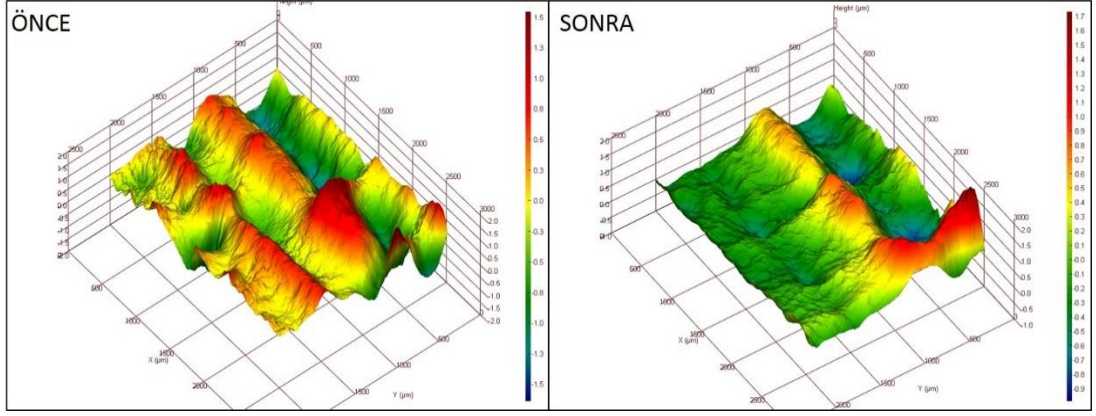
		N	Ortalama	Std. Sapma	Sonuç
Feldspatik	Glaze	8	,131750	,0005043	F=7,71 P=0,001*
	Mekanik	8	,104113	,0001642	
Zirkonya	Glaze	8	,202388	,0007772	F=5,07 P=0,001*
	Mekanik	8	,104025	,0003454	
Lityum disilikat	Glaze	8	,308338	,0013244	F=5,75 P=0,001*
	Mekanik	8	,150938	,0004689	
Lösit	Glaze	8	,304888	,0040551	F=12,08 P=0,001*
	Mekanik	8	,221863	,0004173	

*($p < 0,05$) önemli

Feldspatik grubuna ait örneklerin, Glaze ve Mekanik çigneme işlemi sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılmasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p < 0,05$) FeG grubuna ait porselen örneklerimiz, FeM grubu örneklerimize göre işlem sonrasında daha yüksek pürüzlülük (Ra) değerleri gösterdi.

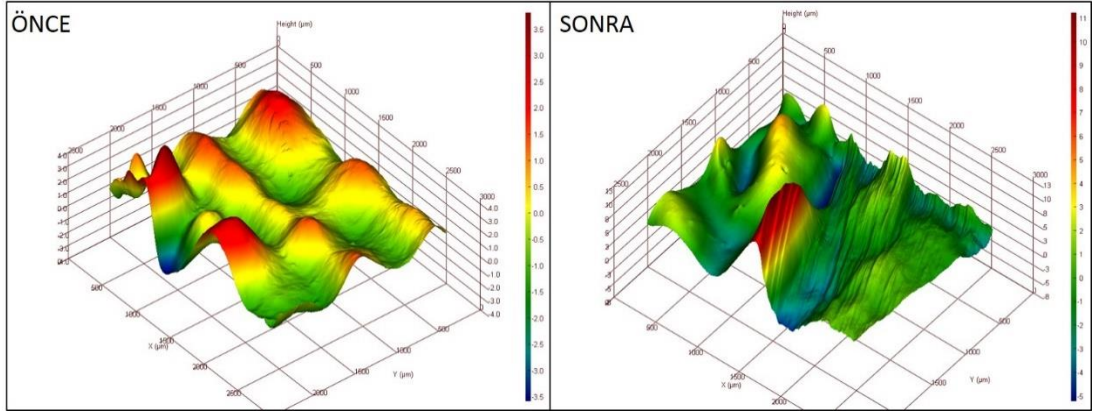


Şekil 4. 25: Feldspatik Glaze (FeG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü

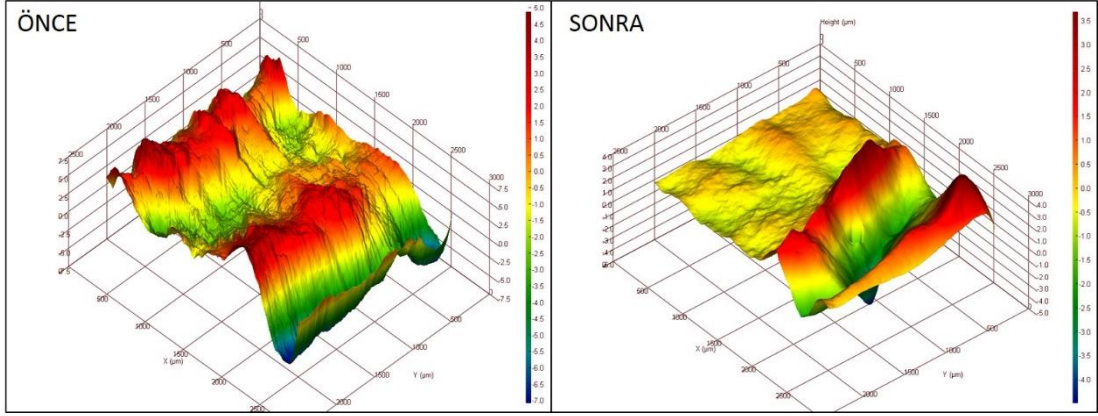


Şekil 4. 26: Feldspatik Mekanik (FeM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü

Zirkonya örneklerimizin Glaze ve Mekanik grupları arasındaki kıyaslamada, işlem sonrası yüzey pürüzlülük değeri (R_a) anlamlı bulundu. ($p < 0,05$) Verilerimize göre ZiG porselenlerimiz ZiM porselenlerimize göre, işlem sonrası daha yüksek pürüzlülük değerlerine (R_a) sahip olduğu görüldü.

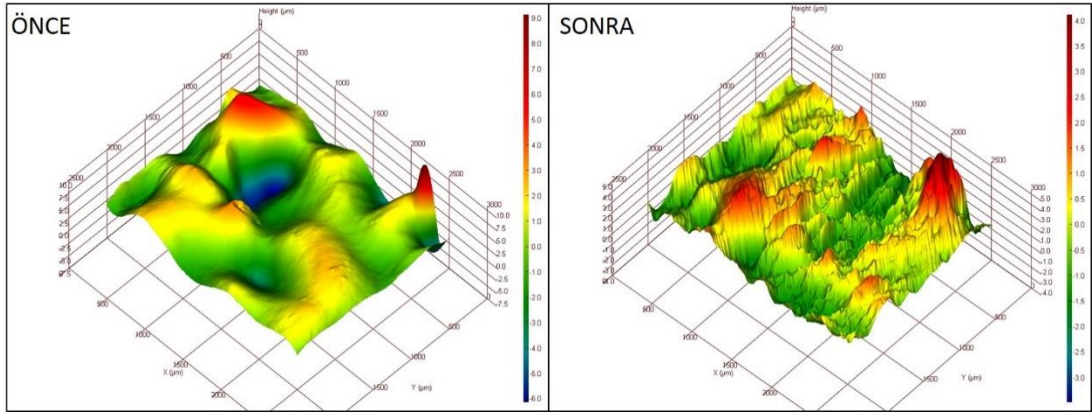


Şekil 4. 27: Zirkonya Glaze (ZiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü

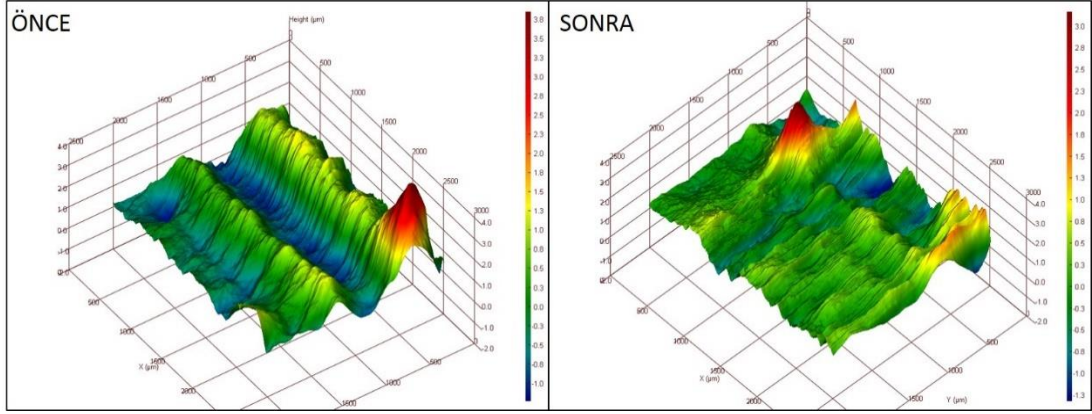


Şekil 4. 28: Zirkonya Mekanik (ZiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü

Lösit içerikli porselenlerimizin, glaze uygulanmış grubu (LÖG) ile mekanik cila uygulanmış gruplarının, çigneme simülasyonu sonrasındaki değerleri karşılaştırdığımızda, yüzey pürüzlülük değerlerinin (R_a) arasında anlamlı fark olduğu görüldü. ($p < 0,05$) Sonuçlar doğrultusunda, işlem sonrası LÖG grubu porselenler, LÖM grubu porselenlerden daha pürüzlü olduğu gözlemlendi.

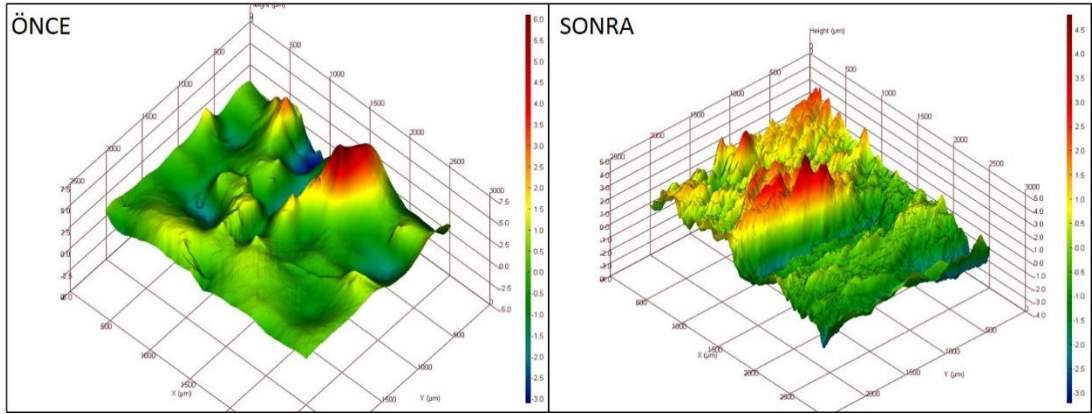


Şekil 4. 29: Lösit Glaze (LÖG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü

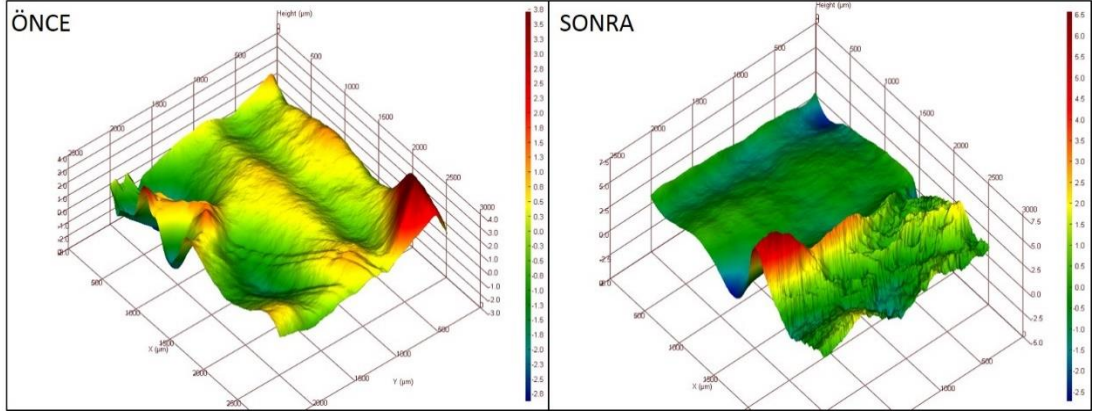


Şekil 4.30: Lösit Mekanik (Löm) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü

Lityum disilikat olan porselenlerimizin, glaze uygulanmış grubu (LiG) ile mekanik cila uygulanmış grubu (LiM) işlem sonrası yüzey pürüzlülükleri karşılaştırıldığında, farklılıklarının önemli olduğu görüldü. ($p < 0,05$) LiG grubunun yüzey özelliğinin, LiM grubuna göre daha pürüzlü olduğu bulundu.



Şekil 4. 31: Lityum disilikat Glaze (LiG) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü



Şekil 4. 32: Lityum disilikat Mekanik (LiM) Grubuna Ait Bir Porselenin Deney Öncesi ve Sonrası Optik Profilometre Görüntüsü

Tüm porselen gruplarının simülasyon sonrası yüzey pürüzlülükleri (R_a) incelendiğinde;

LöG grubu porselenlerin en yüksek pürüzlülük değerlerine sahip olduğu görülmektedir. ($p < 0,05$) Bu grubu, yüzey pürüzlülük derecesine (R_a) göre, LiG, LöM, ZiG, LiM, FeG izlemektedir. ($p < 0,05$) Aralarında istatistiksel anlamlılık bulunmayan FeM ve ZiM porselen örneklerimiz, işlem sonrası en düşük yüzey pürüzlülüklerine sahiptir. ($p > 0,05$)

4.3. Renk Ölçüm Sonuçları

Tablo 4. 8: Porselen Örneklerin Yüzey Uygulamalarına Göre ΔE ve Standart Sapma Değerleri

		N	Ortalama	Std. Sapma	Sonuç
Glaze Grubu	Feldspatik	8	2,7388	,01246	F=8266,17 P=0,001*
	Zirkonya	8	2,8613	,00835	
	Lityum disillikat	8	2,9863	,00518	
	Lösit	8	3,1313	,00835	
Mekanik Grubu	Feldspatik	8	1,2100	,00756	F=9285,44 P=0,001*
	Zirkonya	8	,7663	,01302	
	Lityum disillikat	8	2,0263	,02615	
	Lösit	8	2,4563	,03335	

*($p<0,05$) önemli

Porselen örneklerimizin, Glaze gruplarına ilişkin işlem sonrası renk değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,05$)

Glaze gruplarına ilişkin ikili karşılaştırmalarda;

FeG-ZiG, FeG-LöG, FeG-LiG, ZiG-LöG, ZiG-LiG, LöG-LiG grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ($p<0,05$) Elde edilen ΔE büyüklük sıralaması değerleri glaze grubu porselenlerimiz için;

LöG > LiG > ZiG > FeG bulundu.

Mekanik gruplarına ait işlem sonrası renk değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,05$). Gruplara ait ikili karşılaştırmalarda; FeM-ZiM, FeM-LöM, FeM-LiM, ZiM-LöM, ZiM-LiM, LöM-LiM grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü. ($p<0,05$) Elde edilen ΔE değerleri büyüklük sıralaması mekanik alt grubu porselenlerimiz için; LöM > LiM > FeM > ZiM olarak bulundu.

Tablo 4. 9: İçeriklerine Göre Porselen Gruplarının Glaze ve Mekanik Alt Gruplarının İşlem Sonrası ΔE ve Standart Sapma Değeri

		N	Ortalama	Std. Sapma	Sonuç
Feldspatik	Glaze	8	2,7388	,01246	F=1,46 P=0,001*
	Mekanik	8	1,2100	,00756	
Zirkonya	Glaze	8	2,8613	,00835	F=1,87 P=0,001*
	Mekanik	8	,7663	,01302	
Lityum disillikat	Glaze	8	2,9863	,00518	F=5,57 P=0,001*
	Mekanik	8	2,0263	,02615	
Lösit	Glaze	8	3,1313	,00835	F=14,51 P=0,001*
	Mekanik	8	2,4563	,03335	

*($p < 0,05$) önemli

Tüm porselen gruplarının glaze uygulanan gruplarının, ΔE değerlerinin mekanik cila uygulanan gruplardan daha fazla olduğu ve bu fazlalığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ($p < 0,05$).

5. TARTIŞMA

1928’de Faucher’ in seramiği diş restorasyonlarında kullanılmasını önermesinden beri, porselen diş hekimliğinde önemli bir yer tutmaktadır. Günümüzde de kullanılmakta olan metal destekli seramik protezler, gerek fiziksel dayanımları, gerekse ekonomik avantajları bakımından tam seramik protezlerden daha fazla endikasyona sahip olmaktadır. Fakat metal destekli porselenler estetik beklentiyi tam karşılayamamakta ve metal yapı ile seramik yapının arasında, materyalin dayanımının azalması sebebiyle kırılmalar göstermektedir. Estetik beklentilerin önem kazanması, günümüzde gelişen teknolojilerin de yardımıyla, tam seramik restorasyonlara yönelimi arttırmaktadır. Tam seramik protezlerin estetik avantajlarının ve mekanik özelliklerinin tatmin edici düzeye gelmesi, ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması sebebiyle tam seramik porselen sistemlerinin kullanımı yaygınlaşmaktadır [150, 151]. Tam seramik protezlerin, marjinal kenar uyumu ve dokularla biyolojik uyumlarının metal destekli protezlere göre daha fazla olduğu bu nedenle artık, metal destekli seramik protezlerin bir alternatifi olduğu bildirilmektedir [6].

Metal destekli proselen sistemlerine alternatif oluşturması için, lösit içeriğe sahip porselenler, 1983 yılında Zürih Üniversitesinde IPS Empress adında üretilmiş ve sonra, 1990 yılında piyasaya sürülmüştür [44]. Daha sonra lösit içerikli porselenlere alternatif olarak, daha gelişmiş mekanik özelliklere sahip olan lityum disilikat içeriğe sahip porselenler, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechstein 2003) ismiyle piyasaya sürülmüştür. 2005 yılında malzemenin fiziksel özellikleri ve ışık geçirgenliği florapatit kristalleri ile geliştirilerek IPS E-max isminde yeni bir sistem olarak tanıtılmıştır [32].

Lösit ve lityum disilikat içerikteki porselenler, metal alt yapı için kullanılan feldspatik porselenlere göre mekanik dayanımları yüksek olsa dahi, posterior bölgelerde kullanımlarının kısıtlı kalmasıyla karşılaşmıştır. Bu nedenler klinik performansları daha yüksek olan ve fizyolojik sınırlar içindeki veya patolojik seviyedeki oklüzal kuvvetlere dayanımı daha yüksek olan, zirkonya içerikli tam seramiklerin kullanımı yaygınlaştırılmıştır [60, 61].

Anatomik kuron yapısında üretilen zirkonya seramikler, monolitik zirkonya olarak isimlendirilirler. Kullanım endikasyonları; tek ve çok üyeli restorasyonlarda, implant

destekli protez dayanaklarında ve ortodontik braketlerde olabilmektedir [5]. Monolitik zirkonyalar estetik yapıya sahip olabilmeleri için yarı saydam özelliktedirler [152]. Tüm diğer seramiklerde olduğu gibi monolitik zirkonya porselenler; glaze, polisaj, uygulamalarıyla tatmin edici estetik özelliklere kavuşmaktadır [153]. Simantasyon işlemlerinin konvansiyonel veya rezin simanlarla yapılabilmesi büyük avantaj sağlamaktadır [154]. Monolitik zirkonya seramikler, tatmin edici yüksek mekanik ve estetik avantajlar sağlaması yanında, kimyasal ajanlara karşı dayanımının yüksek olması, ısı ve elektrik iletkenliğinin düşük olması ve üretim maliyetlerinin az olması nedeniyle kullanımının avantajlı hale getirmiş, endikasyon olduğu durumlarını artırmıştır [55, 153, 155].

Bu gelişmeler doğrultusunda, çalışmamızda hala yaygın kullanımda olan üst yapı seramiği olarak kullanılan, feldspatik içeriğe sahip dental porselen sistemi ile endikasyon durumuna göre kullanım alanları olan lösit ve lityum disilikat içeriğe sahip porselen sistemlerini ve teknolojik gelişmeler sayesinde yaygın kullanım alanı bulunan monolitik zirkonya porselen sistemlerinin aşınma ve renk değişimlerini incelemeyi amaçladık.

Dental restorasyonlar ve dişler, oral kavite içinde sürekli fiziksel ve kimyasal etkileri olan pek çok faktörlerle karşılaşılır. Genel olarak kimyasal faktörler, erozyon gibi kimyasal yollarla restorasyonlara ve dişlere zarar verirken, iç kaynaklı erozyon regürgitasyon dediğimiz mide öz suyunun ağız ortamına gelmesi olarak tanımlanmaktadır. Çoğunlukla bu durum gastroözofajial reflü, anoreksia ve bulimia nervosa rahatsızlıklarında görülmektedir [156, 157]. Dış kaynaklı erozyon ise çoğunlukla diyetle alınan asitli ve alkollü maddeler etkisi ile olmaktadır [158, 159].

Dişlerin ve dental restorasyonların maruz kaldığı fiziksel etkenler genellikle mekanik aşınmalar olarak görülmektedir. Dental restorasyonlardan istenilen, oral kavite içinde mekanik ve fiziksel aşınmaya karşı dirençli ve karşı dokuları aşındırma özelliklerinin az olmasıdır. Sınıflandırma bakımından mekanik aşınma, iki cisim etkileşimiyle (2-body) oluşan atrizyon ve üç cisim etkileşimi (3-body) sonucu gerçekleşen abrazyon olarak adlandırılmıştır. Ağız ortamında sürekli bu iki tür mekanik aşınma gerçekleşmektedir [114].

Genellikle ağız ortamındaki dokular ve restorasyonlar, genel gün içerisinde 12-70 N arasında fizyolojik kuvvetlere maruz kalmaktadır [160, 161].

Oral ortamdaki gelişen olayların laboratuvar ortamına yansıtmak amacıyla çiğneme simülörleri kullanılmaktadır. İn vitro ortama yansıtılması için verilen açıklamalar ise yaklaşık olarak 240 000 tekrarlanan simülasyonunun en ideal olarak bir yıllık bir oral ortam simülasyonuna tekabül edeceği şeklindedir [133, 162]. Çalışmamızda çiğneme simülörü cihazının (SD Mechatronik Chewing Simülör CS-4.8 Willytech, Münih, Almanya) hizmeti Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı vasıtasıyla gerçekleştirilip, kullanılan makine farklı çalışmalarda güvenilir olduğunu kanıtlamıştır [133, 163, 164].

Önceki çalışmalarda in vitro ortamda en uygun ağız ortamının canlandırılması, 1-1.6 Hz frekanslar arasında 50N'luk çiğneme kuvveti uygulanması önerilmiştir [165-170]. Oklüzyon işlemi sırasında lateral hareketlerin genel olarak 1.46 mm civarı olduğu literatürde verilmiştir [171]. Bu doğrultuda önceden çiğneme simülasyonunun yapıldığı çalışmalarda lateral hareketler 2mm olarak yapılmıştır [172, 173].

Edinilen bilgiler ışığında, bizde çalışmamızın laboratuvar ortamında, in vivo ortamı en uygun şekilde taklit edebilmesi için 50N kuvvet uygulanarak, 2mm yatay 3mm dikey hareketle, 1 Hz frekansta 600 000 çiğneme simülasyonu gerçekleştirdik. Ayrıca materyallerin ağız ortamındaki gibi yıpranmaya maruz kalması amacıyla simülasyon işlemi ile aynı anda, 5-55 °C arasında 10 000 termal siklus uygulandı. Bu değerler ışığında diğer çalışmaların belirttiği doğrultuda çiğneme simülasyonumuz yaklaşık olarak 2,5 yıllık bir ağız ortamını taklit etmektedir [133, 162].

Termal siklus işleminin simülasyonla birlikte uygulanması ağız ortamına benzer biçimde hem aşınma ile oluşan debrizleri temizlemesi gibi bir etki sağlarken ayrıca materyallerin üzerine ekstradan yaşlandırma işlemi de uygulamaktadır [174]. Bu yaşlanma materyallerin kırılma sertliklerine etkisi olmakla birlikte, porselen ve diş gibi plastik deformasyon göstermeyen materyallerde yüzeyden hızlı bir madde kaybına sebep olacak gevrek kırılmalara sebep olmaktadır. Bu gevrek kırılmalar, pürüzlü yüzeyler oluşmasına neden olmaktadır. Kırılmalar sonucunda ortamda kalan küçük kırık parçacıklar ve keskin pürüzlü yüzeyler, antagonist yüzeylerin daha fazla aşınmasına neden olmaktadır [172, 175, 176].

Çiğneme simülasyonu ile ilgili yapılan önceki çalışmalarda, standardizasyonun sağlanması için steatit antagonistler kullanılmıştır. Preis ve arkadaşları çalışmalarında [165] zirkonya örneklerle feldspatik veneer porslen karşılaştırılmış ve bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde zirkonyanın daha az aşındırıcı etkisinin olduğunu görmüşlerdir. Steatit örneklerin çalışıldığı ve önerildiği diğer çalışmalarda bulunmaktadır fakar bu çalışmalar mine dokusunun aşınma karakteristikleri hakkında bilgi vermemektedir [134, 165, 177]. Ayrıca Shortall ve arkadaşları çalışmalarında, steatit örneklerin mineden daha sert ve aşınmaya karşı daha dirençli olduklarını, bu nedenle minenin yerine geçebilecek iyi simülasyon materyali olmadığını söylemektedirler [178].

Literatürdeki çalışmalarda, minenin standardizasyon sıkıntısının, gerek mine kristal yapılarının farklılığı gerek tüberkül şekillerinin değişkenliği olması nedeniyle aşınma değerlerinin tam doğru veriler olarak sunulamayacağı belirtilmiştir [165, 179]. Fakat minenin standart haline getirilmesi için işlem görmesine karşı olanlar, in vivo ortama en yakın doğru verilerin elde edilmesinde sıkıntılar yaratabileceği doğrultusunda görüş bildirmişlerdir [179, 180]. Kunzelmann ve arkadaşları da standardizasyon için işlem gören mine dokusunun aksine, cilalanmış ve artıklarından temizlenmiş mine dokusunun daha gerçekçi aşınma verileri verebileceğini bildirmişlerdir [181].

Bu bilgilerin edinilmesi doğrultusunda bizde çalışmamızda en gerçeğe yakın simülasyonun elde edebilmesi için kimyasal ve fiziksel etkenlerle doku kaybına uğramamış, çürük ve dolgu bulunmayan, ortodontik ve peridontal nedenlerle yeni çekim işlemi yapılmış mandibular 1. premolar dişlerin kullanılmasının en uygun olacağını belirledik. Çekim işlemi yapılan dişler önceki çalışmaların ışığında, üzerindeki birikintiler temizlendikten sonra % 0.1 lik timol solusyonu içinde bekletildi [172, 180].

Çalışmamızda literatürde verilen bilgiler ışığında, dişlerdeki aşınmayla oluşan doku kayıpları, dişlerin işlem öncesi ve sonrası ağırlık ölçüleriyle yapıldı [182].

Çalışmamızın çiğneme simülasyonu işlemi sırasında temas standardizasyonu için, tüberkülleri benzer morfolojik yapı gösteren mandibular 1. premolar dişlerin, fonksiyonel olan bukkal tüberküllerinin temas etmesi sağlandı.

Aşınma ve madde kayıpları ile ilgili birçok literatür çalışması olmakla birlikte, aşınma değerinin ölçümleri farklı şekilde gerçekleştirilmiştir. Bazı çalışmalar, aşınma değerlerini materyallerin yüksekliklerinin değişimlerine ve kaybolan bölgenin derinliğine göre hesaplamışlardır [183, 184]. Fakat bu tür hesaplamalar, aşınma alanının homojen yapıda olduğunu varsayar ve aşınma bölgesinin morfolojik yapısını çok önemsemez. Önceki çalışmalar da materyallerin aşınma durumları işlem öncesi ve sonrası yükseklik farklılıkları ile yapılması aşınma sırasındaki temas yüzelerinin değişiminin hesaba katılmaması ve aşınmanın sürekli tek en derin noktadan olduğunun düşünülmesine neden olmaktadır [125]. Literatürde aşınma ve madde kaybının, materyallerdeki kütleli değişime göre de hesaplandığı çalışmalar bulunmaktadır [182]. Dahl ve arkadaşlarının çalışması altın alaşım, seramik ve rezin içerikli restorasyonların ağız içinde aşınma değerlerini incelediği çalışmalarında, materyallerin 30, 60 ve 90 günlük kullanımları sonrası ağırlık değişimlerine göre aşınmalarını incelemiştir [185]. Fakat bu tür hesaplamaların dezavantajı literatürde de anlatıldığı gibi özellikle diş dokusu içindeki nem oranının tam kontrol altında olmaması ve ölçümleri etkileyebilmesidir [173].

Çalışmamızda porselen örneklerimizin aşınma değerlerinin belirlenmesi, önceki çalışmalar doğrultusunda daha hassas olduğu belirtilen hacimsel değişimlere göre yapılmıştır [116]. İşlemimiz de önceki çalışmalar gibi [172, , 173, 186] üç boyutlu tarayıcı vasıtasıyla bilgisayar ortamına aktarılan verilerin incelenmesiyle yapıldı.

Dental porselenler kullanıma başlanmadan önce, gerek estetik gerekse bakteri tutulumunun daha az olması ve daha kolay bakteri uzaklaştırılabilmesi nedeniyle glaze işlemine tabi tutulur [9, 10, 187]. Glaze işlemi sayesinde, yüzeyde bulunan pöröz yapıların kapatıldığı da bilinmektedir [25]. Ayrıca yüzey pürüzlülüğü azaltılmış ya da glaze uygulanmış porselenlerin mekanik dayanımlarının arttığı da bilinmektedir. Literatürde glaze uygulanmış porselenlerle glaze uygulanmamış porselenlerin bükülme dayanımları arasında %40 ile %46 'a varan fark olduğu belirtilmiştir [85]. Fakat bazı durumlarda porselenlerin simantasyonundan sonra erken temasların kaldırılması ve anatomik konturların düzeltilmesi amacıyla yapılan işlemlerle glaze tabakası kaldırılabilir. Simantasyondan sonra yapılan uyum işlemlerinden sonra porselenlere tekrar glaze uygulamasının yapılması sorunlar çıkarabilmektedir [11]. Ayrıca bazı kaynaklarda, glaze işleminden sonra simantasyonu yapılan

porselenlerin, ağız ortamında kullanımıyla yaklaşık 6 ay içinde, kalınlığı 20 ile 50 µ olan glaze tabakasının kalktığı bildirilmiştir [12, 172, 180]. Kalkan glaze tabası altında ortaya çıkan pürüzlü yüzeyler karşı dokuların ve restorasyonların daha fazla aşınmasına neden olmaktadır [16]. Eklemek gerekirse kalkan glaze parçacıklarının, ortamda ki yüzeylere ekstradan aşındırıcı etkisi de bulunmaktadır. Bu durum literatürde 3 cisimli (3-body) aşınma olarak adlandırılmaktadır [172]. Bu durumu destekler nitelikteki başka bir çalışmada, tam metal kuronlar ve monolitik zirkonya protezler karşısında, lösit ve lityum disilikat porselenlerinin, aşınma testlerinde gevrek kırılmalarla ortaya çıkan cam partiküllerinin 3 cisimli aşınma gerçekleştirip aşınma değerlerini arttırdığını belirtilmektedir [173].

Materyallerin aşınma özellikleri ile ilgili geçmişten günümüze araştırmalar mevcuttur. Materyallerin aşınması fiziksel bir özellik olmakla birlikte, aşınma derecesine etkili pek çok fiziksel faktör bulunmaktadır. Bu etkenler materyalin sertlik derecesi (Hardness), Kırılma Sertliği (Fracture Toughness), Gerilme dayanıklılığı (Tensile Strength), Yorgunluk (Fatigue), Reziliens modülü (Modulus of Resilience), Bükülme dayanıklılığı (Flexural Strength), olarak anlatılmaktadır [37, 188]. Yüzey pürüzlülüğü ve kimyasal ajanlara karşı dirençte, hem materyallerin kendileri için hem de karşı yapıları aşındırma etkileri için etkili olduğu belirtilmiştir [189].

Sertlik genel olarak materyalin yüzey özelliğini göstermekle birlikte yüzeyinde oluşturulacak kalıcı çentik veya deliğin oluşmasına gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Dental materyallerin sertliğini belirlemede, Brinell, Knoop, Rockwell, Vickers testleri kullanılır [190]. Dental seramiklerin büyük bir kısmı, insan minesini ve metal alaşımlara oranla daha yüksek sertliğe sahiptir. (Bkz. Tablo 2.1) Önceleri dental seramiklerin sertlik değerlerinin, yüksek aşındırma etkileri ile doğrudan ilişkili olduğu kabul edilmekteydi. Bazı materyaller özellikle metaller, kendi sertlik dereceleriyle orantılı aşınma değerleri göstermektedirler. Restorasyonda kullanılan metallerin sertliği ne kadar yüksek ise, karşıt mine dokusunda aşınma o kadar fazla olacaktır. Örneğin; nispeten daha yumuşak olan altın esaslı alaşımlar, sert baz metal alaşımlara göre daha az aşınmaya neden olur [115, 175]. Ancak yeni yapılan çalışmalarda, dental restoratif materyallerin sertliğinin diş dokularının aşınmasına tek başına etkili olmayacağı belirtilmektedir. Özellikle, sertlik ve aşınma arasındaki ilişki, doğada porselen gibi kırılabilir olarak bulunan materyaller için geçerli değildir. Seramik, mine ya da başka

bir seramik yüzey üzerinde hareket ederken oluşan aşınma, metallerde olduğu gibi plastik deformasyon sonucu meydana gelmez, gevrek kırılma ile meydana gelir [175].

Seghi ve ark. farklı sertlik değerlerine sahip feldspatik, lösit içerikli seramiklerin mine dokusunda meydana gelen aşınmaları inceledikleri çalışmalarında, sertlik derecesi yüksek olan porselenlerin fazla aşındırma yapmadıklarını belirtmişlerdir [117]. Bizde çalışmamızda Seghi ve ark. yaptığı çalışmaya paralel olarak, sertlik değeri diğer porselen sistemlerinden (feldspatik, Lösit ve lityum disilikat içeriğe sahip) neredeyse iki kat fazla olan zirkonya porselenlerin, antagonisti olan dişlerinde, ağırlık kayıplarının diğer porselen sistemlerinden daha az olduğunu gözlemledik.

Dental restorasyonlar için kırılma sertliği olarak tanımladığımız değer, bir materyalin kırılmaya karşı dayanımı olarak isimlendirilir. Bu dayanım materyalin yapısında bulunan çatlak ve kırık yapılarıyla direkt ilişkilidir. Dental restorasyonların kırılma sertliği materyalin yıpratılması ile düşebilmektedir. Bu düşüş plastik deformasyon için absorbe edilmesi gereken enerjinin de düşüşünü sağlar [188]. Bizim çalışmamızda materyallerin yaşlandırılması amacıyla, oklüzyon simülasyonu sırasında, simülasyon cihazının kendisinin uyguladığı ve literatürlerin belirttiği üzere bir yıllık yıpranmaya eş gelen 5 ile 55 °C arası 10 000 termal siklus uygulanmıştır [165, 191].

Dental porselenlerin aşındırma ve aşınma karakteristiklerinin incelenmesinde, sadece materyallerin sertlik ve kırılma sertliğine bakılmasının yanlış olacağı ayrıca yüzey pürüzlülüğünün de çok önemli bir faktör olduğu unutulmamalıdır. Restorasyonların yüzey pürüzlülüğü arttıkça daha aşındırıcı oldukları açıklanmıştır [15, 192].

Özellikle aşınma kuvvetleri altında, dental porselenlerin düşük plastik deformasyon göstermesi, bu materyallerin yüzeyinde ani gevrek kırılmalar oluşturmasına ve pürüzlü keskin yüzeylerin kalmasına neden olmaktadır. Ayrıca bu durum iki büyük yapının arasındaki aşınma ortamında üçüncü bir aşındırıcı özelliği olan küçük parçacıkların kalmasına neden olduğunu belirten kaynaklar bulunmaktadır [173, 193, 194].

Çalışmamızda farklı yüzey işlemleri uygulanarak glaze işlemine tabi tutulmuş porselen sistemleri ile sadece mekanik cila işlemine tabi tutulan porselen sistemlerinin, karşı diş dokularıyla çiğneme simülasyonu sonucu, nasıl aşınma ve aşındırma izleyeceklerini inceledik. Sonuçlarımız Zirkonya içerikli porselenlerin, glaze ve mekanik cila işlemi uygulanan gruplarının, aşınma ve aşındırma durumlarının anlamlı

bir farkının olmadığını göstermiştir. İncelememizde zirkonya porselenler dışında tüm glazeli grupların, mekanik cilalı gruplara göre daha fazla madde kaybettikleri ve antagonistleri olan dişleri aşındırdığı yönündedir. Literatürde zirkonya porselenlere glaze ve mekanik cila işlemlerinin antagonist dişler üzerindeki etkisi incelendiği bir çalışmada, glazeli porselenlerin daha fazla aşınma ve aşındırma gösterdiği bildirilmiştir [172].

Bizim çalışmamızla benzerlik gösteren bir diğer çalışma, aynı içerikteki feldspatik porselenlerin, yüzeylerine hiçbir işlem uygulanmamış, glaze uygulanmış ve mekanik cila uygulanmış durumlarında, glaze uygulanmış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış porselenlerin aşındırma değerleri arasında anlamlı bir fark bulamadıklarını, mekanik cila işlemi uygulanan grupların daha az diş dokusu aşındırdıklarını bildirmişlerdir [195].

Literatürde belirtildiği üzere zirkonya içerikli seramiklere, aşınma veya kumlama gibi dış etkenli kuvvetler uygulandığında, içeriğinde homojen yayılmış tetragonal fazlı kristaller hacimleri %4 oranında daha büyük olan monoklinik fazlı kristallere dönüşür [55].

Zirkonyada yapı içinde sürekli t-m faz geçişini sağlayacak enerji bulunmaktadır [55, 63]. Bu hacim artışı ile kendini gösteren dönüşüm, yapı içindeki çatlaklar etrafında baskı gerilimleri oluşturur ve çatlak ilerlemesini engeller ve materyelin mekanik dayanımını artırır. Bu mekanizma literatürde ‘Dönüşüm tokluğu’ olarak isimlendirilmiştir [64-72]. Diğer dental seramiklerde olmayan zirkonyanın dönüşüm mekanizması, zirkonyanın mekanik özelliklerini ileri derecede artırmaktadır [55, 65, 73].

Bulgularımız aynı yüzey yapısına sahip porselen gruplarında, monolitik zirkonya grubu porselenlerin diğer tüm porselenlerden, az aşındığı ve antagonisti olan dişlerde az madde kaybına sebep olduğu yönündedir.

Bizim çalışmamızda da görüldüğü gibi monolitik zirkonyanın dönüşüm tokluğu karakteri sayesinde materyal yüzeyinde, lityum disilikat, lösit ve feldspatik porselenlerdeki gibi gevrek kırılmalara rastlanmamaktadır. Bu kırılmaların olmaması, yüzey yapısının değişmemesini, materyalin kendisinin ve diş dokularının daha az aşınmasını sağlamaktadır.

Literatürde porselen içeriklerinin, aşınma ve aşındırma karakterleriyle ilgili pek çok çalışma mevcuttur. Yapılan bir çalışmada, içerik olarak farklı materyallerin (zirkonya, lityum disilikat seramik, kompozit rezin ve diş minesini), doğal diş antagonisti karşısında 4800 sikluluk simülasyon sonunda, aşınma karakteristikleri incelenmiştir. İşlem sonunda bütün materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin (Ra) artışının istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. İşlem sonunda örneklerin kendi aralarındaki yüzey pürüzlülük (Ra) değerlerinin farklılığının ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bulmuşlardır. Diş antagonistlerinin ortalama aşınma derinliklerinin incelendiği çalışmalarında, zirkonya ve kompozit rezin örneklerin birbirlerinden farklı olmadığını ve lityum disilikat ve mine örneklerden daha az aşındırma yaptıkları belirtilmiştir [196].

Jung ve arkadaşlarının polisaj yapılmış feldspatik porselenlerle, polisaj uygulanmış ve polisaj ile glaze uygulanmış zirkonya porselenlerin, diş antagonistleri karşısında, 50N kuvvet altında 240 000 çiğneme siklusuna tabi tutulduğu çalışmalarında, mekanik cila uyguladıkları feldpatiklerle, mekanik cila uyguladıkları zirkonya örnekler arasında istatistiksel fark olduğunu ve feldpatik örneklerin dişleri daha çok aşındırdığını belirtmişlerdir [197].

Jae-Won Choi ve ark, yaptıkları çalışmada, 100 000 siklus altında, lösit içerikli porselenlerin, antagonistleri olan diş dokularını, paslanmaz çelik kuron, zirkonya krom ve lityum disilikat kuron karşısında daha fazla aşındırma yaptığını söylemişlerdir. Yaptıkları çalışmada, lityum disilikat porselenlerin, lösit grubu porselenlerden sonra en aşındırıcı olduğu, zirkonya ve paslanmaz çelik kuronlar arasında, antagonistlerini aşındırma bakımından anlamlı bir farkın olmadığı belirtilmiştir. Ayrıca çalışmalarında restoratif materyallerin kendi aşınmaları bakımından lityum içerikli porselenlerin en fazla materyal kabı gösteren grup olduğunu bu grubu da lösit içerikli porselen grubunun izlediği, en az aşınan grupların ise zirkonya ve paslanmaz çelik kuron grubu olduğu not edilmiştir [173].

Kim ve arkadaşlarının çalışmasında ise, farklı polisaj yöntemiyle hazırlanan zirkonya, lityum disilikat ve feldspatik örnekler hem diş antagonistler karşısında hemde feldpatik porselen tüberküller karşısında, 50N kuvvet altında 300 000 siklus uygulanarak simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Sonuçlarına göre zirkonya örnekler

daha az aşındırma gösterirken, mine aşındırma değerleri feldspatik seramiklerin, lityum disilikat seramiklere göre daha fazla olduğunu göstermiştir [198].

Zakereyya ve ark. çalışmasında, zirkonya, lityum disilikat, lösit, florapatit ve nanoflorapatit içerikli porselenlerin, zirkonya antagonistler karşısındaki 50N kuvvet altında, 300 000 çiğneme siklusu uygulayarak aşınma karakterlerini karşılaştırmıştır. Sonuçlarında zirkonya örneklerin diğer gruplara göre daha az aşındığı, lösit ve lityum disilikat örneklerin aralarında anlamlı bir farklılığa sahip olmadıklarını, en çok aşınan grupların ise florapatit ve nanoflorapatit örnekler olduğunu belirtmiştir. Buna bağlı olarak kırılma dirençlerinin materyallerin aşınma karakterleri için önemli bir etken olduğunu söylemektedirler [199].

Bizim çalışmamız gibi yüzey özellikleri ve porselen içeriklerinin karşılaştırıldığı bir diğer çalışmada Amer ve arkadaşları zirkonya, feldspatik ve lityum disilikat porselenleri, pürüzlü, cilalı ve glaze işleme tabi tutulmuş gruplara ayırarak diş karşısındaki aşınmalarını incelemiş ve glaze gruplarının diğer gruplara göre daha fazla aşındırma yaptığını bulmuşlardır. Ayrıca çalışmalarında glaze grupları içinde bizim çalışmamızdan farklı olarak, en az aşındırmayı lityum disilikat gruplarının yaptığını belirtmişlerdir [200].

Mörmann W. ve arkadaşlarının, mekanik cilalanan örneklere diş antagonistler karşısında 49N kuvvet altında, 1.7Hz frekansta 1.2 milyon çiğneme ve 3000 adet (5-55°C) termal siklus uyguladığı çalışmalarında, kontrol grubu olarak dişler ile dişler kullanılmış ve zirkonya örneklerin kendileri hiç aşınmaz iken, dişlerin oluşturduğundan daha az aşındırma gerçekleştirdiği belirtilmiştir. Ayrıca çalışmalarında kullanılan lityum disilikat CAD, Lösit CAD seramiklerin aşınma ve aşındırma karakteristiklerinin, dişlerin aşınma ve aşındırmalarından farklı olmadıklarını belirtmişlerdir [201].

Bizim çalışmamızdan aldığımız veriler de, materyallerin içeriklerinin materyalin kendi aşınma derecesi ile karşı dokularda aşındırma derecesini etkileyeceği yönündedir. Çalışmamızda glaze ve mekanik grupları içinde, kendisinde ve antagonist diş dokusunda en çok aşınma, lösit içerikli porselen sistemlerinde görülmüştür. Lösit grubunu, lityum disilikat içerikli porselen sistemleri takip etmiştir. Bu durumu daha önce de belirttiğimiz gibi materyallerin sertliklerinden çok kırılma dayanımıyla

ilişkilendire biliriz. Çünkü Lösit içerikli porselenlerin bükülme dayanıklılığı (120/160 MPa), ve kırılma sertliği (1.3 MPa•m^{1/2}), lityum disilikat içerikli porselenlerin bükülme dayanıklılığından (360/400MPa), ve kırılma sertliklerinden (2,25/2,75MPa.m^{1/2}) düşüktür. Zirkonya içerikli porselenlerin ise bükülme dayanıklılığı (1.200 MPa) , kırılma sertliği (6-10 MPa•m^{1/2}) tüm gruplardan yüksektir. Bu durumda kırılma sertliği düşük olan materyal daha kolay kırılarak pürüzlü yüzeylerin oluşacağı ve kırık cam partiküllerinin de ortama üçüncü bir aşındırıcı cisim olarak katılacağı, sonuç olarak aşındırma etkisinin arttıracığı unutulmamalıdır [193, 194].

Fakat çalışmamızda feldspatik porselenlerin bükülme dayanıklılığı (60-70MPa) ve kırılma dayanımları (0,92-1,26 MPa.m^{1/2}) bakımından en düşük grup olmasına rağmen lösit ve lityum disilikat porselen örneklerden daha az aşınma ve karşı dokularda aşındırma gerçekleştirmişlerdir. Bu durum literatürdeki diğer çalışmalarla da uyuşmamaktadır [198, 200] .

Bu uyuşmazlık işlem sırasında antagonist olarak kullanılan dişlerin, mine kalınlığı, sertliği, gerek yapısal gerekse morfolojik varyasyonları göstermesi ile bağlantılı olabilmektedir [165]. Aynı zamanda porselen gruplarının farklı zamanlarda işleme tabi tutulması ve kullanılan makinenin standardizasyonunda oluşabilecek durumlar, (işlemin gerçekleştirildiği örneklerin çıkartılması yenilerin takılması, makinenin çalışması sırasında yıpranması, elektrik kesintisi vb..) gibi ortamın ve termalsiklus sıvısının yenilenmesi sebebiyle değişkenliği de unutulmamalıdır.

Dental materyallerin başarı kriterlerinden biride restorasyonun estetik görünümüdür. Bu estetik başarı, ağız içindeki dişlerle uyumluluğu ve renk stabilitesinin devamlılığı olarak söylenebilmektedir [4].

Dental restorasyonlarda hastanın beklentisinin ve estetik başarının devamlılığında renk değişiminin etkisi büyük olmaktadır. Genellikle kullanılan restorasyonların, hastalar tarafından beğenilmemesinin başında, restorasyonda meydana gelen renk değişimleri gelmektedir [202].

Dental porselenlerin simantasyon prosedürleri sırasında oklüzal uyumlamalar yapılması glaze tabakasına zarar verdiği literatür bilgilerinde de açıklanmıştır [11]. Porselenlerin ağız ortamında bulunduğu süre içinde gerek oklüzal uyumlamalar olsun

gerekse fonksiyon sırasında porselenlerin yüzeyleri deformasyon göstermektedir. Bu deformasyon porselen yüzeylerinin pürüzsüz olan yapısının pürüzlü hal alması ile sonuçlanır [12, 172, 180].

Yapılan çalışmalarda pürüzsüz yüzeylerin, ışığı daha fazla ve düzgün yansıtacağı belirtilmiştir [149, 203]. Pürüzlü yüzeylerin ise ışık kaynağından gelen ışınları dağıtarak yansıtacağını bunun da restorasyonların renk değerlerini etkileyeceğini bildirmişlerdir [149].

Ortadan kalkan glaze tabakasına, önlem arayan kaynaklar, bu durumlarda mekanik cilanın iyi bir alternatif olacağı konusunda bilgi vermişlerdir [100, 103, 108, 110, 204-206].

İşlemler sırasındaki farklı örneklerin veya farklı durumlarda aynı örneklerin, renk değişimlerinin sayısal verilere dayandırmak için, ΔE değerlerinden yararlanılmaktadır [207, 208]. İnsan gözü renk değişimindeki farkı, ΔE değerleri 1 in altındakileri algılayamamaktadır [143, 209, 210]. Belirtildiği üzere ΔE değerlerinin 1 ile 3,5 arasındaki durumlar klinik ortamında kabul edilebilir renk değişimleri olarak anlatılırken, 3,5 değerinin üzerindeki ΔE değerleri kabul edilemez renk değişimleri olarak tanımlanır [144]. Pek çok çalışma, araştırmalarında ΔE değerinin üst sınırını 3,5 olarak kabul etmiştir [211-215].

Renk değerlerinin hata payı az olan sayısal kesin sonuçlar elde edilmesi amacıyla, spektrofotometre veya kolorimetre kullanılmalıdır [216]. Önceki çalışmalar, spektrofotometrelerin kolorimetrelerle ölçüm değerlerinin belirgin bir farklılıklarının olmadığını belirtmişlerdir [217-219]. Ayrıca bazı çalışmalar, spektrofotometrelerin, kolorimetrelerden daha detaylı bilgi verdiğini rapor etmiştir [146]. Spektrofotometrelerin (Shade Vision ve Vita Easy Shade) tekrarlanan ölçümlerde güvenilir ve kesin sonuçlar verdiğini anlatan araştırmalarda bulunmaktadır [220].

Çalışmamızda kullandığımız Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik) spektrofotometre cihazımızın, tekrarlanan renk ölçümleri sonunda güvenilir bir aygıt olduğunu rapor eden çalışmalar bulunmaktadır [147, 148]. Ayrıca cihazın farklı ışık kaynaklarında bile sonuçlarının etkilenmediğini söyleyen bilgilerde bulunmaktadır [147].

Örneklerin renk ölçümleri sırasında arka planın siyah olması, gelen ışınları absorbe edeceği ve bu yüzden renk ölçümünü etkileyeceği bildirilmiştir. Bu nedenle beyaz arka planın kullanılması önerilmektedir [149]. Literatürde renk ölçüm işlemleri, örneklerin değişik bölgelerinden, farklı sayılarda ölçülerek, bu değerlerin ortalamalarının alınmasıyla yapılmış olup, Soygun ve ark. yaptığı çalışmada ölçümler, standardizasyonun sağlanması amacıyla, beyaz zemin üzerinde, üç ölçüm yapıldıktan sonra ortalama değeri alınarak yapılmıştır [221].

Cihazların kullanımıyla ilgili farklı yöntemler olsada, biz çalışmamızda önceki çalışmaları örnek alarak, renk değerlerinin ölçüm işlemini, standart beyaz zemin üzerinde, günün aynı saatlerinde gerçekleştirilen, örneklerin farklı yerlerinden aldığımız üç farklı ölçüm değerinin ortalamasını alarak yaptık [221-224].

Literatürdeki çalışmalarda restoratif materyallerin yüzey özelliklerinin pürüzlülük değerlerinin ölçümü ile ilgili çalışmalar mevcuttur. Yüzey pürüzlülüğünün artışı materyallerin yüzey alanının artmasına, yüzey enerjisinin düşüşüne, bu sebeple de bakteri ve plak retansiyonunun artışına sebep olmaktadır [14, 77, 80, 81].

Kohles ve ark. yaptıkları çalışmada, kullanılan cihazların ölçüm yönteminin ve yüzey işlemlerinin pürüzlülük verilerini anlamlı derecede etkilediği bildirilmiştir [225].

Yüzey topografisi ölçümlerinde elektron mikroskopları gibi kalitatif, mekanik profilometre cihazları, optik profilometre cihazları, atomik kuvvet mikroskopları gibi kantitatif veriler sağlayabilen cihazlar mevcuttur [86].

Wennerberg ve Albertsson çalışmalarında, mekanik profilometre cihazlarının, işlem sırasında, cihazın metal uçlarının ve ölçümde temas edilen yüzeyin zarar görebileceğini, bu nedenle ölçüm hassasiyetini etkileyebileceğini bildirmiştir [88].

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi amacıyla Düzce Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi 'nin optik profilometre (Phase View ZeeScope France) cihazı kullanıldı. Önceki bir çalışmada anlattığı üzere optik profilometre cihazlarının ölçüm hassasiyeti, mekanik profilometre cihazlarına göre daha detaylı ve hızlı olmakla birlikte, ölçülen yüzeylerin 3 boyutlu görüntüleri de verebilmektedir [88]. Ayrıca çalışmamızda önceki çalışmaların da önerdiği şekilde,

daha detaylı analiz için elektron mikroskobu görüntüleriyle de kalitatif verilerin eldesi sağlandı [86, 226].

Önceden belirttiğimiz gibi pürüzlü yüzeyler ışınları daha dağınık yansıtarak materyallerin daha mat görünmesine neden olmaktadır [81, 149].

Kim ve ark. gerçekleştirdiği çalışmada, yüzey topografisinin porselenlerin renk karakteristiğini nasıl etkilediğini CIE L* değerlerine göre incelemiş, glaze işleminden sonra porselenlerin daha parlak hale geldiğini, rapor etmiştir [227].

Çalışmamızda glaze grubu porselen örneklerin ΔE değerlerinin farklarının istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu. ($p < 0,05$) Bu gruplar içinde en büyük ortalama ΔE değeri Lösit Glaze grubunda ($3,1313 \pm 0,0835$), sonrasında sırasıyla Lityum Disilikat Glaze grubunda ($2,9863 \pm 0,00518$), Zirkonya Glaze Grubunda ($2,8613 \pm 0,00835$) ve Feldspatik Glaze Grubundadır ($2,7388 \pm 0,01246$). Tüm glaze grubu porselenlerin ΔE değerleri 2 ile üst sınır olan 3,5 arasında olduğu için, klinik sınırlar içinde kabul edilebilir durumdadır.

Mekanik grubuna ait porselen örneklerin ΔE değerlerinin farklarının istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu. ($p < 0,05$) Bu gruplar içinde en büyük ΔE değeri ortalamaları Lösit Mekanik grubunda ($2,4563 \pm 0,03335$), sonrasında da Lityum Disilikat Mekanik ($2,0263 \pm 0,02615$) grubunda olup bu değerler 2 ile 3,5 arasında olduğu için klinik renk uyumluluğu bakımından kabul edilebilir düzeydedir. Sıralamada Lityum Disilikat Mekanik örneklerden sonra Feldspatik Mekanik grubu gelip ($1,2100 \pm 0,00756$), ΔE bakımında Zirkonya Mekanik grubu porselen örneklerin ΔE bulgularından ($0,7663 \pm 0,01302$) yüksek değere sahiplerdir. Klinik renk uyumluluğu bakımından, işlem sonrası Zirkonya Mekanik Grubu porselenlerin ΔE değeri 0,5 ile 1 değeri arasında olduğu için çok iyi durumda, Feldspatik Mekanik Grubu örneklerin ΔE değeri klinik renk uyumluluğu, 1 ile 2 arasında olduğu için iyi olarak nitelendirilmektedir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz verilere göre, glaze gruplarının hepsinin ΔE değeri mekanik cila uygulanmış tüm grupların ΔE değerinden büyüktür. Glaze uygulanan ve Mekanik cilalı gruplarımızın ΔE değerlerinin hepsinin önceki kaynaklarda belirtilen 3,5 sınır değerinden düşük olduğunu görmekteyiz [211-215].

Çalışmamızdaki aynı tip yüzey işlemi görmüş porselen grupları içerisindeki ΔE değer değişimlerinin, inceleyecek olursak daha çok aşınmış porselenlerin daha çok Ra değerine sahip olduğunu ve bununla paralel daha fazla ΔE değeri verdiğini görmekteyiz.

Sarac ve ark. farklı mekanik cila işlemlerinin porselenlerin yüzey pürüzlülük ve renk değişimine etkisini incelediği çalışmasında da, materyallerdeki yüzey pürüzlülüğünün artış gösterdiği grupların daha büyük ΔE değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir [94].

Ayrıca bir diğer çalışmaları kompozit materyaller üzerine olmakla birlikte gene Ra ve ΔE değerlerinin doğru orantılı olduğunu belirtmişlerdir [228].

Soygun ve ark. farklı kimyasal içerikteki porselen sistemlerinin renk değişimiyle ilgili çalışmasında da yüzey pürüzlülük değerinin ΔE değeriyle doğru orantılı olduğu bildirilmiştir [221].

Literatürdeki, üç farklı tip yüzey işlemi yapılmış monolitik zirkonyanın, CIE L* a* ve b* ve ΔE değerlerinin incelendiği bir çalışmada, glaze uygulanmasının, mekanik cila yapılmasının ve porselenlerin hiçbir yüzey işlemine tabi tutulmamasının renk değerlerine etkisi araştırılmış. Hee-Kyung Kim ve ark. bu yaptıkları çalışmada hiçbir işlem yapılmayan porselenlerle mekanik cila işlemi yapılan porselenler arasında anlamlı bir CIE L* farkının olduğunu, mekanik cila ve glaze uygulamasının da CIE b* değerlerini anlamlı bir şekilde değiştirdiğini belirtmiştir. Glaze ve mekanik cila uygulamasının spektral yansıtmayı hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan porselenlere göre azalttığını fakat b değerini arttırdığını anlatmışlardır [229].

Laboratuvar çalışmalarının temel amacı, in vivo ortamın canlandırılması olsada bu ortam, istenildiği gibi tam olarak gerçekleştirilemez. Çalışmamızda uygulanan parametreler, literatürde önceki çalışmaların yapıldığı şekilde uygulanmaya çalışıldı. Fakat önceki yapılan aşınma deneylerinin farklı kuvvetlerde, farklı lateral kuvvet düzeylerinde, farklı ortamlarda (su, yiyecek vb..) ve farklı simülatör cihazlarında gerçekleştirildiği unutulmamalıdır [180]. Çalışmamızdaki deney parametrelerimizin, çiğneme simülatörünün, değerlendirmede kullanılan cihazların, materyallerin ve ölçüm yöntemlerinin, önceki çalışmalarla karşılaştırmamız durumunda belirli bir standardın olmadığı görülmektedir. Uygulanan farklı yaşlandırma işlemi ve

sürelerinin, farklı aşınma durumlarının değerlendirilme yöntemlerinin, (kütle değişiminden, hacim, yüzey alanı ve yükseklik değişimleri gibi farklı yöntemlerle) çalışmalar arasında farklı sonuçları ortaya çıkarabileceği bilinmelidir.

Materyallerin gerçek aşınma ve renk değişimi performanslarının, in vivo ortamda kendini göstereceği unutulmamalı, en doğru sonuçların eldesi için daha çok in vivo ortam bilgilerine ihtiyaç duyulmaktadır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Bu çalışmada, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Glaze uygulanmış porselen örneklerinin işlem sonrası en yüksek hacim değeri, Zirkonya Glaze (ZiG) grubunda iken, zirkonya grubunu sırasıyla Feldspatik Glaze (FeG) grubu, Lityum disilikat Glaze (LiG) grubu izlemiştir. İşlem sonrası Glaze alt grubu porselen örneklerde en az hacim Lösit Glaze (LÖG) grubundadır.
2. Glaze grubuna ait porselen örneklerimizde, ortalama yüzey pürüzlülük (Ra) değerleri büyükten küçüğe; Lösit Glaze (LÖG) grubu porselenler, Lityum Disilikat Glaze (LiG) grubu porselenler, Zirkonya Glaze (ZiG) grubu porselenler, Feldspatik Glaze (FeG) grubu porselenler şeklinde sıralandı.
3. Glaze grubu porselenlerin antagonist dişlerinin, işlem sonrası ağırlık verileri ve ikili karşılaştırmalarındaki farklar, istatistiksel olarak farklı bulundu. ($p < 0,05$) Aldığımız veriler ışığında en yüksek ağırlık verileri Zirkonya Glaze grubunun antagonist dişlerindeyken, sırasıyla bu grubu Feldspatik Glaze grubu porselenlerin antagonist dişleri ve lityum Disilikat Glaze grubunun antagonist dişleri takip etmektedir. İşlem sonrası en az ağırlık değerine sahip antagonist diş grubu Lösit Glaze grubuna ait bulundu.
4. Mekanik cila işlemi uygulanmış porselen gruplarında, işlem sonrası en fazla hacim değeri Zirkonya Mekanik (ZiM) porselen örneklerde iken bu grubu sırasıyla Feldspatik Mekanik (FeM) grubu porselen örnekler, sonrada Lityum Disilikat Mekanik (LiM) örnekler izlemiştir. Mekanik alt grubu porselen örneklerde işlem sonrası hacim değeri en az Lösit Mekanik (LÖM) grubunda görüldü.
5. Mekanik Cila işlemi uygulanmış porselenlerin, işlem sonrası ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra) en yüksek olan grup Lösit Mekanik (LÖM) iken bu grubu Lityum Disilikat Mekanik (LiM) grubu izlendi, en az yüzey pürüzlülük değeri Feldspatik Mekanik (FeM) ve Zirkonya Mekanik (ZiM) grubunda görüldü.
6. Mekanik Cila uygulanmış porselenlerin antagonist dişlerinin, işlem sonrası en yüksek diş ağırlığı Zirkonya Mekanik grubunda iken bu grubu feldspatik Mekanik (FeM), Lityum Disilikat Mekanik (LiM) ve Lösit Mekanik (LÖM) gruplarının izlediği gözlemlendi.

7. Glaze grubu porselen örnekleri içinde işlem sonrası en büyük ortalama ΔE değeri Lösit Glaze grubunda (3,1313), sonrasında sırasıyla Lityum Disilikat Glaze grubunda (2,9863), Zirkonya Glaze Grubunda (2,8613) ve Feldspatik Glaze Grubundadır (2,7388). Tüm glaze grubu porselenlerin ΔE değerleri klinik sınırlar içinde kabul edilebilir durumdadır.
8. Mekanik grubuna ait porselen örnekleri içinde en büyük ΔE değeri ortalamaları Lösit Mekanik grubunda (2,4563), sonrasında da Lityum Disilikat Mekanik (2,0263) grubunda olup bu değerler 2 ile 3,5 arasında olduğu için klinik renk uyumluluğu bakımından kabul edilebilir düzeydedir. Sıralamada Lityum Disilikat Mekanik örneklerden sonra Feldspatik Mekanik grubu gelip (1,2100), ΔE bakımında Zirkonya Mekanik grubu porselen örneklerin ΔE bulgularından (0,7663) yüksek değere sahiplerdir. Klinik renk uyumluluğu bakımından, işlem sonrası Zirkonya Mekanik Grubu porselenlerin ΔE değeri 0,5 ile 1 değeri arasında olduğu için çok iyi durumda, Feldspatik Mekanik Grubu örneklerin ΔE değeri klinik renk uyumluluğu, 1 ile 2 arasında olduğu için iyi olarak nitelendirilmektedir.
9. Bütün glazeli örneklerin ΔE değerleri, mekanik cilalı örneklere göre yüksek ΔE değerlerine sahiptir.

6.2. Öneriler

Dental Porselenlerin, ağız ortamında gerek oklüzal uyumlamalarla, gerekse kullanım süreleri ile glaze tabakasının kalktığı, kalkan yüzeylerin pürüzlü hale geldiği ve daha fazla aşınmaya ve aşındırmaya neden olacağı unutulmamalıdır Ayrıca glaze tabakasının ortadan kalkması ve pürüzlü yüzeylerin, estetik sıkıntılar doğurup, hasta memnuniyetini etkileyeceği bilinmelidir. Bu durumda hekimler, kontrol seanslarında pürüzlü yüzeylere ağız içinde mekanik cila işlemleri uygulayarak, materyallerin gerek estetik, gerekse mekanik özelliklerini arttırabilirler. Ayrıca zirkonya seramiklerin diğer seramiklere göre, aşınmaya karşı dirençlerinin daha fazla olması, antagonistlerini daha az aşındırdığı, yüzey özelliklerinin daha az değişmesi ile renk stabilitelerini korumaları nedenleriyle, başta bruksizimli hastalarda olmak üzere, kullanımlarının daha rahat olabileceği yorumlanabilir.

KAYNAKLAR

1. Ergün, M., *Estetik (Sanat Felsefesi)*. Felsefeye Giriş (Estetik), 2010: p. 1-1.
2. Tjan, A.H., G.D. Miller, and J.G. The, *Some esthetic factors in a smile*. The Journal of prosthetic dentistry, 1984. **51**(1): p. 24-28.
3. Christensen, G.J., *Ceramic vs. porcelain-fused-to-metal crowns: give your patients a choice*. The Journal of the American Dental Association, 1994. **125**(3): p. 311314-312.
4. McLean, J.W., *Evolution of dental ceramics in the twentieth century*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2001. **85**(1): p. 61-66.
5. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2013: Elsevier Health Sciences.
6. Guess, P.C., et al., *Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling*. Dental materials, 2008. **24**(11): p. 1556-1567.
7. Yoshinari, M. and T. Dérand, *Fracture strength of all-ceramic crowns*. International Journal of Prosthodontics, 1994. **7**(4).
8. Gracis, S., et al., *A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials*. International Journal of Prosthodontics, 2015. **28**(3).
9. Al-Wahadni, A., *An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials*. Quintessence international, 2006. **37**(4).
10. Kawai, K. and M. Urano, *Adherence of plaque components to different restorative materials*. Operative dentistry, 2001. **26**(4): p. 396-400.
11. Al-Wahadni, A. and D. Muir Martin, *Glazing and finishing dental porcelain: a literature review*. Journal-Canadian Dental Association, 1998. **64**: p. 580-583.
12. Stober, T., et al., *Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use*. Journal of oral rehabilitation, 2014. **41**(4): p. 314-322.
13. Lu, H., et al., *Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2005. **17**(2): p. 102-108.

14. Bollenl, C.M., P. Lambrechts, and M. Quirynen, *Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature*. Dental Materials, 1997. **13**(4): p. 258-269.
15. Adachi, L.K., et al., *Initial enamel wear of glazed and polished leucite-based porcelains with different fusing temperatures*. General dentistry, 2009. **57**(4): p. 363-367.
16. Metzler, K.T., et al., *In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain*. The Journal of prosthetic dentistry, 1999. **81**(3): p. 356-364.
17. Craig, R.G., F.A. Peyton, and K. Asgar, *Restorative dental materials*. 1975: Mosby.
18. *The Glossary of Prosthodontic Term. The Academy of Prosthodontics*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2005: p. 10-83.
19. Pilathadka, S. and D. Vahalová, *Contemporary All-ceramic Materials-Part 1*. ACTA MEDICA-HRADEC KRALOVE-, 2007. **50**(2): p. 101.
20. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2003: Elsevier Health Sciences.
21. Wildgoose, D.G., A. Johnson, and R.B. Winstanley, *Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2004. **91**(2): p. 136-143.
22. Kelly, J.R., I. Nishimura, and S.D. Campbell, *Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives*. The Journal of prosthetic dentistry, 1996. **75**(1): p. 18-32.
23. Akın, E., *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi, 1999. **3**.
24. Efeoğlu, A., *Diş Hekimliği Tarihi*. Alemdar Ofset, 1992.
25. McLean, J.W., *The science and art of dental ceramics*. The nature of dental ceramics and their clinical use, 1979: p. 79-82.
26. Jones, D.W., *Development of dental ceramics. An historical perspective*. Dental Clinics of North America, 1985. **29**(4): p. 621-644.
27. Raigrodski, A.J., *Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature*. The Journal of prosthetic dentistry, 2004. **92**(6): p. 557-562.

28. Griggs, J.A., *Recent advances in materials for all-ceramic restorations*. Dental Clinics of North America, 2007. **51**(3): p. 713-727.
29. Kelly, J. and P. Benetti, *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice*. Australian Dental Journal, 2011. **56**(s1): p. 84-96.
30. Molin, M.K. and S.L. Karlsson, *Five-Year Clinical Prospective Evaluation of Zirconia-Based Denzir 3-Unit FPDs*. International Journal of Prosthodontics, 2008. **21**(3).
31. Antunes, R., et al., *Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns: a case report*. Quintessence international (Berlin, Germany: 1985), 1998. **29**(1): p. 38-40.
32. Yavuzylmaz, H., et al., *Tam porselen sistemleri II*. Acta Odontologica Turcica, 2005. **22**(1): p. 49.
33. Callister, W.D., *Materials science and engineering: an introduction*. 1997: John Wiley & Sons.
34. Witkowski, S., F. Komine, and T. Gerds, *Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques*. The Journal of prosthetic dentistry, 2006. **96**(1): p. 47-52.
35. Strub, J.R., E.D. Rekow, and S. Witkowski, *Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities*. The Journal of the American Dental Association, 2006. **137**(9): p. 1289-1296.
36. Shillingburg, H.T., et al., *Esthetic considerations*. Shillingberg HT Jr, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3rd ed. Carol Stream: Quintessence Publishing Co, 1997: p. 419-432.
37. Craig, R.G., Powers, J.M. , *Restorative Dental Materials*. Mosby Inc. Chapter 18., 2002. **11th Ed**.
38. Zaimoğlu, A. and G. Can, *Sabit Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004. **24**.
39. Lakshmanan, A., *The Role of Sintering in the Synthesis of Luminescence Phosphors*, in *Sintering of Ceramics-New Emerging Techniques*. 2012, InTech.

40. Mehl, A. and R. Hickel, *Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations*. International journal of computerized dentistry, 1999. **2**(1): p. 9-35.
41. Rosenblum, M.A. and A. Schulman, *A review of all-ceramic restorations*. The Journal of the American Dental Association, 1997. **128**(3): p. 297-307.
42. J, S., *Advanced Ceramics for Dentistry* 2013.
43. Pröbster, L., et al., *In vitro evaluation of a glass–ceramic restorative material*. Journal of oral rehabilitation, 1997. **24**(9): p. 636-645.
44. Brochu, J.-F. and O. El-Mowafy, *Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review*. Journal-Canadian Dental Association, 2002. **68**(4): p. 233-238.
45. Conrad, H.J., W.-J. Seong, and I.J. Pesun, *Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2007. **98**(5): p. 389-404.
46. ivoclar. [cited 2017; Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com.tr>.
47. Seghi, R.R., et al., *Relative flexural strength of six new ceramic materials*. International Journal of Prosthodontics, 1995. **8**(3).
48. Fradeani, M. and M. Redemagni, *An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study*. Quintessence international, 2002. **33**(7).
49. Höland, W. and G.H. Beall, *Composition Systems for Glass-Ceramics*. Glass-Ceramic Technology, Second Edition, 2012: p. 75-206.
50. IPS, *IPS Empress CA AG IV*. Liechtenstein: Research and Development Scientific Service.
51. Margossian P, L.G., Koubi S, Couderc G, Maille G, Botti S, *Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques. Réalités cliniques*. 2010: p. 45-51.
52. Green, D.J., R.H. Hannink, and M.V. Swain, *Transformation toughening of ceramics*. 1989.
53. Garvie, R., R. Hannink, and R. Pascoe, *Ceramic steel?* Nature, 1975. **258**(5537): p. 703-704.

54. Christel, P., et al., *Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 1989. **23**(1): p. 45-61.
55. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1-25.
56. Theunissen, G., et al., *Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics*. Journal of materials science, 1992. **27**(16): p. 4429-4438.
57. Heuer, A., et al., *Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices*. Journal of the American Ceramic Society, 1982. **65**(12): p. 642-650.
58. Piwowarczyk, A., H. Lauer, and J. Sorensen, *The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments*. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-, 2005. **30**(3): p. 382.
59. Chevalier, J., et al., *The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends*. Journal of the American Ceramic Society, 2009. **92**(9): p. 1901-1920.
60. Guess, P.C., et al., *All-ceramic systems: laboratory and clinical performance*. Dental Clinics of North America, 2011. **55**(2): p. 333-352.
61. Tinschert, J., et al., *Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study*. International Journal of Prosthodontics, 2001. **14**(3).
62. Inc., K.N.D. [cited 2017; Available from: <http://www.kuraraynoritake.com/>].
63. Kelly, J.R., *Dental ceramics: current thinking and trends*. Dental Clinics of North America, 2004. **48**(2): p. 513-530.
64. Garvie, R.C. and P.S. Nicholson, *Phase analysis in zirconia systems*. Journal of the American Ceramic Society, 1972. **55**(6): p. 303-305.
65. Evans, A. and A. Heuer, *Transformation Toughening in Ceramics: Martensitic Transformations in Crack-Tip Stress Fields*. Journal of the American Ceramic Society, 1980. **63**(5-6): p. 241-248.
66. Chevalier, J., B. Cales, and J.M. Drouin, *Low-temperature aging of Y-TZP ceramics*. Journal of the American Ceramic Society, 1999. **82**(8): p. 2150-2154.

67. Guazzato, M., et al., *Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics*. *Biomaterials*, 2004. **25**(20): p. 5045-5052.
68. Guazzato, M., et al., *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics*. *Dental materials*, 2004. **20**(5): p. 449-456.
69. Denry, I. and J.R. Kelly, *State of the art of zirconia for dental applications*. *Dental materials*, 2008. **24**(3): p. 299-307.
70. Ban, S., *Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations*. *Japanese Dental Science Review*, 2008. **44**(1): p. 3-21.
71. Vagkopoulou, T., et al., *Zirconia in dentistry: Part I. Discovering the nature of an upcoming bioceramic*. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 2009. **4**(2).
72. Lughì, V. and V. Sergo, *Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry*. *Dental materials*, 2010. **26**(8): p. 807-820.
73. Dérand, P. and T. Dérand, *Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics*. *International Journal of Prosthodontics*, 2000. **13**(2).
74. Jacobi, R., H.T. Shillingburg, and M.G. Duncanson, *A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991. **66**(3): p. 303-309.
75. Al-Hiyasat, A.S., et al., *The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear*. *International Journal of Prosthodontics*, 1997. **10**(3).
76. Chu, F., N. Frankel, and R.J. Smales, *Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates*. *International Journal of Prosthodontics*, 2000. **13**(1).
77. Martínez-Gomis, J., et al., *Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface*. *International Journal of Prosthodontics*, 2003. **16**(1).
78. Wright, M.D., et al., *Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004. **92**(5): p. 486-490.

79. Tholt, B., et al., *Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer*. Operative dentistry, 2006. **31**(4): p. 442-449.
80. Kawai, K., M. Urano, and S. Ebisu, *Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans*. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. **83**(6): p. 664-667.
81. Silva, M.d.A., et al., *Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ*. dental materials, 2006. **22**(10): p. 919-924.
82. Brewer, J.D., et al., *Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces*. The Journal of prosthetic dentistry, 1990. **64**(6): p. 631-635.
83. BESSING, C. and Å. WIKTORSSON, *Comparison of two different methods of polishing porcelain*. European Journal of Oral Sciences, 1983. **91**(6): p. 482-487.
84. Giordano, R., M. Cima, and R. Pober, *Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics*. International Journal of Prosthodontics, 1995. **8**(4).
85. Williamson, R.T., R.E. Kovarik, and R.J. Mitchell, *Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain*. International Journal of Prosthodontics, 1996. **9**(1).
86. Kakaboura, A., et al., *Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2007. **18**(1): p. 155-163.
87. Bourauel, C., et al., *Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry*. The European Journal of Orthodontics, 1998. **20**(1): p. 79-92.
88. Wennerberg, A. and T. Albrektsson, *Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000. **15**(3).
89. Whitehead, S., et al., *Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic*. Journal of Oral Rehabilitation, 1995. **22**(6): p. 421-427.

90. Bona, A.D., K.J. Anusavice, and J.A. Hood, *Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement*. International Journal of Prosthodontics, 2002. **15**(3).
91. Van Meerbeek, B., et al., *Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment*. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-, 2003. **28**(5): p. 647-660.
92. Watt, I.M., *The principles and practice of electron microscopy*. 1997: Cambridge University Press.
93. Yavuzylmaz, H., et al., *Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü*. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları, Ankara, 2003.
94. Sarac, D., et al., *The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain*. The Journal of prosthetic dentistry, 2006. **96**(2): p. 122-128.
95. Naylor, W.P. and A.H. King, *Introduction to metal-ceramic technology*. 2009: Quintessence Publishing Company.
96. Tamura, K. and J.A. Fowler, *Essentials of dental technology*. 1987: Quintessence Pub Co.
97. Cook, P.A., W.H. Griswold, and A.C. Post, *The effect of superficial colorant and glaze on the surface texture of vacuum-fired porcelain*. The Journal of prosthetic dentistry, 1984. **51**(4): p. 476-484.
98. Zaimoğlu, A., et al., *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. AÜ Basımevi, Ankara, 1993: p. 515.
99. Magne, P. and U. Belser, *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. 2002: Quintessence Publishing Company.
100. Scurria, M.S. and J.M. Powers, *Surface roughness of two polished ceramic materials*. The Journal of prosthetic dentistry, 1994. **71**(2): p. 174-177.
101. Fuzzi, M., Z. Zaccheroni, and G. Vallania, *Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain*. International Journal of Prosthodontics, 1996. **9**(5).
102. Korson, D., *Natural ceramics*. 1990: Quintessence Pub Co.

103. Klausner, L.H., C.B. Cartwright, and G.T. Charbeneau, *Polished versus autoglazed porcelain surfaces*. The Journal of prosthetic dentistry, 1982. **47**(2): p. 157-162.
104. Eliades, G., J. Tzoutzas, and G. Vougiouklakis, *Surface alterations on dental restorative materials subjected to an air-powder abrasive instrument*. The Journal of prosthetic dentistry, 1991. **65**(1): p. 27-33.
105. Ma, T., G.H. Johnson, and G.E. Gordon, *Effects of chemical disinfectants on surface characteristics and color of three fixed prosthodontic crown materials*. The Journal of prosthetic dentistry, 1999. **82**(5): p. 600-607.
106. Alkhiary, Y.M., S.M. Morgano, and R.A. Giordano, *Effects of acid hydrolysis and mechanical polishing on surface residual stresses of low-fusing dental ceramics*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **90**(2): p. 133-142.
107. Sasahara, R., et al., *Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures*. Operative dentistry, 2006. **31**(5): p. 577-583.
108. Patterson, C., et al., *Refinishing of porcelain by using a refinishing kit*. The Journal of prosthetic dentistry, 1991. **65**(3): p. 383-388.
109. Folwaczny, M., et al., *Polishing and coating of dental ceramic materials with 308nm XeCl excimer laser radiation*. Dental Materials, 1998. **14**(3): p. 186-193.
110. Raimondo, R.L., J.T. Richardson, and B. Wiedner, *Polished versus autoglazed dental porcelain*. The Journal of prosthetic dentistry, 1990. **64**(5): p. 553-557.
111. Jefferies, S.R., *The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry*. Dental Clinics of North America, 1998. **42**(4): p. 613-627.
112. Al-Wahadni, A. and D. Martin, *An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material*. Journal of oral rehabilitation, 1999. **26**(6): p. 538-546.
113. Pindborg, J.J., *Pathology of the dental hard tissues*. 1970.
114. DeLong, R., *Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear*. Dental Materials, 2006. **22**(8): p. 702-711.

115. Attin, T., et al., *Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel*. Archives of oral biology, 1997. **42**(3): p. 243-250.
116. DeLong, R., et al., *The wear of dental porcelain in an artificial mouth*. Dental Materials, 1986. **2**(5): p. 214-219.
117. Seghi, R., S. Rosenstiel, and P. Bauer, *Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro*. Journal of dental research, 1991. **70**(3): p. 221-225.
118. Archard, J., *Contact and rubbing of flat surfaces*. Journal of applied physics, 1953. **24**(8): p. 981-988.
119. DeLong, R., et al., *The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation*. Dental Materials, 1985. **1**(6): p. 238-242.
120. Rabinowicz, E. and R. Tanner, *Friction and wear of materials*. Journal of Applied Mechanics, 1966. **33**: p. 479.
121. Cvar, J.F. and G. Ryge, *Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials*. 1971: US Dept. of Health, Education, and Welfare, Public Health Service, National Institutes of Health, Bureau of Health Manpower Education, Division of Dental Health, Dental Health Center.
122. Taylor, D., et al., *Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations*. Dental Materials, 1989. **5**(3): p. 157-160.
123. Leinfelder, K., et al., *Quantitative wear measurement of posterior composite resins*. Dental Materials, 1986. **2**(5): p. 198-201.
124. Bayne, S.C., et al., *Confirmation of Leinfelder clinical wear standards*. Dental Materials, 1994. **10**(1): p. 11-18.
125. Peters, M., et al., *Comparison of two measurement techniques for clinical wear*. Journal of dentistry, 1999. **27**(7): p. 479-485.
126. Perry, R., et al., *Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer*. The Journal of the American Dental Association, 2000. **131**(10): p. 1472-1477.
127. Kobayashi, K., et al., *Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004. **19**(2).
128. DeLong, R., et al., *Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches*. Journal of dental research, 2003. **82**(6): p. 438-442.

129. Denry, I. and J.A. Holloway, *Ceramics for dental applications: a review*. Materials, 2010. **3**(1): p. 351-368.
130. Wiskott, H.W., et al., *Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications*. International Journal of Prosthodontics, 1995. **8**(2).
131. Kelly, J.R., *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations*. The Journal of prosthetic dentistry, 1999. **81**(6): p. 652-661.
132. Kern, M., et al., *Fracture strength of all-porcelain, resinbonded bridges after testing in an artificial oral environment*. Journal of dentistry, 1993. **21**(2): p. 117-121.
133. Beuer, F., et al., *In vitro performance of full-contour zirconia single crowns*. Dental Materials, 2012. **28**(4): p. 449-456.
134. Wassell, R., J. McCabe, and A. Walls, *A two-body frictional wear test*. Journal of dental research, 1994. **73**(9): p. 1546-1553.
135. Steiner, M., et al., *In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator*. Dental materials, 2009. **25**(4): p. 494-499.
136. Heintze, S., et al., *Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods*. Dental Materials, 2006. **22**(2): p. 166-175.
137. Murphy, T., *The timing and mechanism of the human masticatory stroke*. Archives of oral biology, 1965. **10**(6): p. 981-993.
138. Shillingburg, H.T., et al., *Fundamentals of Fixed Prosthodontics, ed, 1997*. Learning, 1997. **10**: p. 40.
139. G, G., *Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanati*. 2004: Quientessense Yayıncılık Ltd. Şti.
140. Pizzamiglio, E., *A color selection technique*. The Journal of prosthetic dentistry, 1991. **66**(5): p. 592-596.
141. A, J., *Tooth colour: a review of the literature*. J Dent 2004, 2004. **32**: p. 3-12.
142. O'Brien, W.J., et al., *Color distribution of three regions of extracted human teeth*. Dental Materials, 1997. **13**(3): p. 179-185.
143. Johnston, W. and E. Kao, *Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry*. Journal of dental research, 1989. **68**(5): p. 819-822.

144. Ruyter, I., K. Nilner, and B. Möller, *Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers*. Dental Materials, 1987. **3**(5): p. 246-251.
145. Okubo, S.R., et al., *Evaluation of visual and instrument shade matching*. The Journal of prosthetic dentistry, 1998. **80**(6): p. 642-648.
146. Paul, S., et al., *Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth*. Journal of dental research, 2002. **81**(8): p. 578-582.
147. Witkowski, S., et al., *Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer*. Clinical oral investigations, 2012. **16**(3): p. 945-949.
148. Kanawati, A. and M.W. Richards, *Repeatability of a dental shade-matching instrument when compared to traditional visual methods of shade evaluation*. General dentistry, 2008. **57**(4): p. 323-327.
149. Lee, Y.K., B.S. Lim, and C.W. Kim, *Effect of surface conditions on the color of dental resin composites*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 2002. **63**(5): p. 657-663.
150. Raigrodski, A.J. and G.J. Chiche, *The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature*. The journal of prosthetic dentistry, 2001. **86**(5): p. 520-525.
151. Mundhe, K., et al., *Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns*. The Journal of prosthetic dentistry, 2015. **114**(3): p. 358-363.
152. Sulaiman, T.A., et al., *Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses*. Dental Materials, 2015. **31**(10): p. 1180-1187.
153. Sulaiman, T.A., et al., *Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey*. The Journal of prosthetic dentistry, 2016. **116**(3): p. 436-439.
154. Inokoshi, M., et al., *Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics*. Journal of dental research, 2014. **93**(4): p. 329-334.
155. Tinschert, J., et al., *Lifetime of alumina-and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2007. **80**(2): p. 317-321.

156. Bartlett, D., et al., *A study of the association between gastro-oesophageal reflux and palatal dental erosion*. British Dental Journal, 1996. **181**(4): p. 125-131.
157. Scheutzel, P., *Etiology of dental erosion–intrinsic factors*. European journal of oral sciences, 1996. **104**(2): p. 178-190.
158. Hattab, F.N. and O.M. Yassin, *Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases*. International Journal of Prosthodontics, 2000. **13**(2).
159. Robb, N. and B. Smith, *Prevalence of pathological tooth wear in patients with chronic alcoholism*. British dental journal, 1989. **169**(11): p. 367-369.
160. Hidaka, O., et al., *Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure*. Journal of Dental Research, 1999. **78**(7): p. 1336-1344.
161. Koriotoh, T.W., et al., *Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans*. Journal of biomechanics, 1997. **30**(6): p. 631-633.
162. Komine, F., et al., *Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns*. The Journal of prosthetic dentistry, 2004. **92**(4): p. 359-364.
163. Heintze, S., et al., *Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols*. dental materials, 2008. **24**(10): p. 1352-1361.
164. Heintze, S., et al., *Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns*. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2017. **65**: p. 770-780.
165. Preis, V., et al., *Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains*. Dental Materials, 2011. **27**(8): p. 796-804.
166. Rosentritt, M., et al., *Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures*. Dental Materials, 2006. **22**(2): p. 176-182.
167. Rosentritt, M., et al., *Approach for valuating the influence of laboratory simulation*. Dental materials, 2009. **25**(3): p. 348-352.

168. Rosentritt, M., et al., *Approach for valuating the significance of laboratory simulation*. Journal of dentistry, 2008. **36**(12): p. 1048-1053.
169. Villalta, P. and C. Rodrigues, *In vitro occlusal wear of restorative materials on primary teeth*. Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 2005. **29**(3): p. 221-224.
170. da Cunha, M., et al., *In vitro wear evaluation of dental materials in primary teeth*. American journal of dentistry, 2006. **19**(6): p. 364-369.
171. Rilo, B., et al., *Distance of the contact glide in the closing masticatory stroke during mastication of three types of food*. Journal of oral rehabilitation, 2009. **36**(8): p. 571-576.
172. Janyavula, S., et al., *The wear of polished and glazed zirconia against enamel*. The Journal of prosthetic dentistry, 2013. **109**(1): p. 22-29.
173. Choi, J.-W., et al., *Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless steel crowns*. The journal of advanced prosthodontics, 2016. **8**(1): p. 43-52.
174. Hahnel, S., et al., *Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material*. The Journal of prosthetic dentistry, 2009. **101**(4): p. 269-278.
175. Isaacson, G., D. Isaacson, and D.W. Cohen, *Ceramo-metal fixed partial dentures*. Vol. 8. 1981: Quintessence Pub Co.
176. Oh, W.-s., R. DeLong, and K.J. Anusavice, *Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review*. The journal of prosthetic dentistry, 2002. **87**(4): p. 451-459.
177. Fang, H., et al., *Standardized antagonists in two-body frictional wear tests*. DEUTSCHE ZAHNARZTLICHE ZEITSCHRIFT, 1993. **48**: p. 481-481.
178. Shortall, A.C., X.Q. Hu, and P.M. Marquis, *Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing*. Dental Materials, 2002. **18**(3): p. 246-254.
179. Krejci, I., P. Albert, and F. Lutz, *The influence of antagonist standardization on wear*. Journal of dental research, 1999. **78**(2): p. 713-719.
180. Heintze, S., et al., *Wear of ceramic and antagonist—a systematic evaluation of influencing factors in vitro*. dental materials, 2008. **24**(4): p. 433-449.

181. Kunzelmann, K., et al., *Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials*. International journal of computerized dentistry, 2001. **4**(3): p. 171-184.
182. Vrijhoef, M., H. Letzel, and F. Hendriks, *A method to determine the loss of substance of dental restorations*. Journal of oral rehabilitation, 1985. **12**(1): p. 9-16.
183. Al-Hiyasat, A.S., W.P. Saunders, and G.M. Smith, *Three-body wear associated with three ceramics and enamel*. The Journal of prosthetic dentistry, 1999. **82**(4): p. 476-481.
184. Zhi, L., T. Bortolotto, and I. Krejci, *Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials*. The Journal of prosthetic dentistry, 2016. **115**(2): p. 199-202.
185. Dahl, B.L. and G. Øilo, *In vivo wear ranking of some restorative materials*. Quintessence International, 1994. **25**(8).
186. Zandparsa, R., et al., *Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: an in vitro study*. The Journal of prosthetic dentistry, 2016. **115**(2): p. 230-237.
187. Zhang, Y. and J.-W. Kim, *Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations*. Dental materials, 2009. **25**(6): p. 781-790.
188. Hara, A., L. Pimenta, and A. Rodrigues, *Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength*. Dental Materials, 2001. **17**(2): p. 165-169.
189. Crispin, B.J., *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*. 1994: Quintessence Pub Co.
190. Heymann, H.O., et al., *The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study*. The Journal of the American Dental Association, 1996. **127**(8): p. 1171-1177-1175-1181.
191. Gale, M. and B. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. Journal of dentistry, 1999. **27**(2): p. 89-99.
192. *Geometrical product specifications (GPS)--Surface texture: Profile method--rules and procedures for the assessment of the surface texture.*; Available from: <http://www.iso.org/iso/store.htm>.

193. Ratledge, D.K., B.G. Smith, and R.F. Wilson, *The effect of restorative materials on the wear of human enamel*. The Journal of prosthetic dentistry, 1994. **72**(2): p. 194-203.
194. White, S., et al., *Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system*. The journal of prosthetic dentistry, 2005. **94**(2): p. 125-131.
195. Jagger, D. and A. Harrison, *An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel*. The Journal of prosthetic dentistry, 1994. **72**(3): p. 320-323.
196. Sripetchdanond, J. and C. Leevailoj, *Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study*. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. **112**(5): p. 1141-1150.
197. Jung, Y.-S., et al., *A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain*. The journal of advanced prosthodontics, 2010. **2**(3): p. 111-115.
198. Kim, M.-J., et al., *Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains*. Journal of dentistry, 2012. **40**(11): p. 979-988.
199. Albashaireh, Z.S., M. Ghazal, and M. Kern, *Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic*. The Journal of prosthetic dentistry, 2010. **104**(2): p. 105-113.
200. Amer, R., et al., *Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments*. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. **112**(5): p. 1151-1155.
201. Mörmann, W.H., et al., *Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness*. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2013. **20**: p. 113-125.
202. Topcu, F.T., et al., *Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites*. European journal of dentistry, 2009. **3**(1): p. 50.
203. Obregon, A., R.J. Goodkind, and W.B. Schwabacher, *Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations*. The Journal of prosthetic dentistry, 1981. **46**(3): p. 330-340.

204. Sulik, W.D. and E.J. Plekavich, *Surface finishing of dental porcelain*. The Journal of prosthetic dentistry, 1981. **46**(2): p. 217-221.
205. Haywood, V.B., et al., *Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis*. Dental Materials, 1988. **4**(3): p. 116-121.
206. Goldstein, R., *Finishing of composites and laminates*. Dental Clinics of North America, 1989. **33**(2): p. 305-18, 210-9.
207. Lai, Y.-l., H.-f. Lui, and S.-y. Lee, *In vitro color stability, stain resistance, and water sorption of four removable gingival flange materials*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **90**(3): p. 293-300.
208. Seghi, R.R., E. Hewlett, and J. Kim, *Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain*. Journal of Dental Research, 1989. **68**(12): p. 1760-1764.
209. Buyukyilmaz, S. and I. Ruyter, *Color stability of denture base polymers*. International Journal of Prosthodontics, 1994. **7**(4).
210. Seghi, R.R., W.M. Johnston, and W. O'brien, *Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems*. The Journal of prosthetic dentistry, 1986. **56**(1): p. 35-40.
211. Inokoshi, S., et al., *Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials*. Operative Dentistry, 1996. **21**: p. 73-80.
212. Kim, H.S. and C.M. Um, *Color differences between resin composites and shade guides*. Quintessence International, 1996. **27**(8).
213. Koishi, Y., et al., *Colour reproducibility of a photo-activated prosthetic composite with different thicknesses*. Journal of oral rehabilitation, 2001. **28**(9): p. 799-804.
214. Stober, T., H. Gilde, and P. Lenz, *Color stability of highly filled composite resin materials for facings*. Dental Materials, 2001. **17**(1): p. 87-94.
215. Yap, A., *Color attributes and accuracy of Vita-based manufacturers' shade guides*. Operative dentistry, 1998. **23**(5): p. 266-271.
216. Kolbeck, C., et al., *Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food*. Dental Materials, 2006. **22**(1): p. 63-68.
217. Van der Burgt, T., et al., *A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color*. The Journal of prosthetic dentistry, 1990. **63**(2): p. 155-162.

218. Goldstein, G.R. and G.W. Schmitt, *Repeatability of a specially designed intraoral colorimeter*. The Journal of prosthetic dentistry, 1993. **69**(6): p. 616-619.
219. Seghi, R., *Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains*. Journal of Dental Research, 1990. **69**(5): p. 1180-1183.
220. Kim-Pusateri, S., et al., *Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices*. The Journal of prosthetic dentistry, 2009. **101**(3): p. 193-199.
221. Soygun, K., et al., *Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics*. The journal of advanced prosthodontics, 2017. **9**(3): p. 200-207.
222. Zaki, A.A. and N.Z. Fahmy, *The effect of a bleaching system on properties related to different ceramic surface textures*. Journal of Prosthodontics, 2009. **18**(3): p. 223-229.
223. Bailey, S.J. and E.J. Swift Jr, *Effects of home bleaching products on composite resins*. Quintessence international, 1992. **23**(7).
224. Canay, Ş. and M.C. Çehreli, *The effect of current bleaching agents on the color of light-polymerized composites in vitro*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **89**(5): p. 474-478.
225. Kohles, S.S., et al., *Direct assessment of profilometric roughness variability from typical implant surface types*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004. **19**(4).
226. Sadaghiani, L., M.A. Wilson, and N.H. Wilson, *Effect of selected mouthwashes on the surface roughness of resin modified glass-ionomer restorative materials*. dental materials, 2007. **23**(3): p. 325-334.

227. Kim, I.-J., et al., *Effect of surface topography on the color of dental porcelain*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2003. **14**(5): p. 405-409.
228. Sarac, D., et al., *The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins*. The Journal of prosthetic dentistry, 2006. **96**(1): p. 33-40.
229. Kim, H.-K., et al., *Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia*. The journal of advanced prosthodontics, 2013. **5**(3): p. 296-304.



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı ve Soyadı: Mehmet Çağatay ULUCAN
Doğum Yeri ve Tarihi: Eskişehir / 06.03.1988
Medeni Hali: Evli
Yabancı Dili: İngilizce
İletişim Adresi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi ABD. Sivas
E-posta Adresi: cagatayulucan@gmail.com

EĞİTİM ve AKADEMİK DURUMU

Lise: Eskişehir Kılıçoğlu Anadolu Lisesi, 2006
Lisans-Yüksek Lisans: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2013
Uzmanlık: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi ABD, 2017