

ASLIHAN KUTLUK

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2023

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

MONOLİTİK CAD/CAM SERAMİK MATERYALLERİNİN
YAPAY YAŞLANDIRMA SONRASI AŞINMA VE KIRILMA
DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI

ASLIHAN KUTLUK

DANIŞMAN
DOÇ. DR. DEĞER ÖNGÜL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2023

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve bu tez çalışmasının hazırlanması sırasında tecrübeleri ve bilgileriyle her zaman yol gösterici olan, önerileri, katkıları ve hoşgörülü oluşu ile desteğini sürekli hissettiren değerli danışman hocam Doç. Dr. Değer Öngül'e, tez çalışmam süresince bilgi ve tecrübelerini paylaşan doktora tezi izleme komitemdeki saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Bilge Gökçen Röhlig ve Prof. Dr. Zeynep Özkurt Kayahan'a, doktora eğitimim boyunca desteğini her zaman hissettiren Prof. Dr. Bülent Şermet'e, doktora ve lisans eğitim sürecimdeki bilgi, tecrübe ve katkılarından dolayı değerli İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Çalışma örneklerinin üretilmesi ve hazırlanmasındaki yardımlarından dolayı Armaera Dental Laboratuvarı'na, örneklerin üç boyutlu taranması ve çakıştırılmasındaki yardımlarından dolayı Mayıs Tasarım'a,

Lisans hayatımın ilk günlerinden bugüne kadar gerek klinik gerekse akademik anlamda yardımlarını esirgemeyen sevgili arkadaşım ve meslektaşım Dt. Berat Doğukan Ekici'ye, doktora eğitimim esnasında tanıştığım, ilk günden son ana kadar yanımda olan sevgili dönem arkadaşım ve meslektaşım Dt. Berk Arıkan'a,

Tüm hayatım boyunca attığım her adımda arkamda duran, sevgilerini her zaman derinden hissettiren, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve bugünlere gelmemi sağlayan biricik annem Aysel Kutluk, biricik babam Ahmet Kutluk ve biricik abim Atakan Kutluk'a, hayatımın ilk yıllarından bu yana beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan, doktora eğitimim boyunca birçok konuda destek olmuş olan sevgili dostum ve kuzenim Ayşegül Güngör'e, her zaman arkamda oluşuyla güç veren sevgili dayım Mustafa Güngör'e,

Lisans hayatımın ilk senesinden bugüne kadar yaşadığım her sorunda olduğu gibi tez çalışmam esnasında da sabırla yanımda olan, bana yılmadan çözümler üreten, deneylerimi gerçekleştirmeme yardım eden ve varlığıyla hayatımı güzelleştiren sevgili hayat arkadaşım ve meslektaşım Dt. Tansel Ayaz'a, sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
TABLolar LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ	viii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xi
ÖZET	xiii
ABSTRACT.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tam Seramik Sistemlerin Gelişimi	3
2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Güçlendirilme Yöntemleri	7
2.2.1. Seramiğin Metal Altyapı ile Güçlendirmesi	7
2.2.2. Camın Kontrollü Kristalizasyonu ile Güçlendirme	7
2.2.3. Cam Yapısına Seramik Kristallerin Katılması ile Güçlendirme	7
2.2.4. İyon Değişimi (Kimyasal Sertleştirme) ile Güçlendirme	7
2.2.5. Cam İnfiltrasyonu ile Güçlendirme.....	8
2.2.6. Adezyon ile Güçlendirme	8
2.2.7. Yüzey İşlemleri ile Güçlendirme	8
2.2.8. Tekrarlayan Fırınlama Sayısının Azaltılması	9
2.2.9. Transformasyon Sertleşmesi ile Güçlendirme	9
2.3. Seramik ve Seramik Benzeri Restoratif Materyallerin Sınıflandırılması	9
2.3.1. Cam Matriks Seramikler	11
2.3.1.1. Feldspatik Seramikler.....	11
2.3.1.2. Sentetik Seramikler	12
2.3.1.3. Cam İnfiltrat Seramikler.....	15
2.3.2. Reçine Matriks Seramikler (Hibrit Seramikler).....	17
2.3.2.1. Reçine Nano Seramikler	17
2.3.2.2. Reçine Matrikste Cam Seramikler (Polimer İnfiltrat Seramikler)	18
2.3.2.3. Reçine Matrikste Zirkonya-Silika Seramikler	19

2.3.3. Polikristalin Seramikler.....	19
2.3.3.1. Alümina Seramikler	19
2.3.3.2. Stabilize Zirkonya Seramikler.....	20
2.3.3.3. Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya Seramikler ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina Seramikler	25
2.4. CAD/CAM Sistemleri.....	25
2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları.....	26
2.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	26
2.4.3. CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	27
2.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri	28
2.4.4.1. Tarayıcı	29
2.4.4.2. Yazılım (CAD).....	29
2.4.4.3. Donanım (CAM)	30
2.5. Ağız Boşluğunda Triboloji	30
2.5.1. Tükrük-Aşınma İlişkisi	32
2.5.2. Aşınma Tipleri	32
2.5.2.1. Atrizyon.....	32
2.5.2.2. Abrazyon	32
2.5.2.3. Adeziv Aşınma.....	33
2.5.2.4. Abfraksiyon.....	33
2.5.2.5. Erozyon (Koroziv Aşınma)	33
2.5.3. Dişler ve Restoratif Materyallerin Aşınmasının Klinik Önemi	34
2.5.4. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler	35
2.5.4.1. Klinik Çalışmalar	35
2.5.4.2. Laboratuvar Çalışmaları.....	36
2.6. Dental Restoratif Materyallerin Kırılma Dayanımı	38
2.7. Dental Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü	39
2.7.1. Dental Restoratif Materyallerin Yüzey Pütüzlülüğünün Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler.....	40
2.7.1.1. Mekanik Profilometreler	40
2.7.1.2. Optik Profilometreler	40
2.8. Dental Restoratif Materyallerin Sertliği.....	40

2.8.1. Dental Restoratif Materyallerin Sertliğinin Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler.....	40
2.8.1.1. Brinell Sertlik Testi.....	41
2.8.1.2. Rockwell Sertlik Testi.....	41
2.8.1.3. Knoop Sertlik Testi	41
2.8.1.4. Vickers Sertlik Testi.....	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	43
3.1. Çalışma Örneklerinin Hazırlanması.....	48
3.1.1. Dayanakların Üretimi.....	48
3.1.2. Dayanakların Akrilik Kalıplara Sabitlenmesi	49
3.1.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	50
3.1.3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Blokları	50
3.1.4. Restorasyonların Tasarlanması	51
3.1.5. Restorasyonların Üretimi	52
3.1.6. Örneklerin Cilalanması	52
3.1.7. Örneklerin Simantasyonu.....	53
3.2. Aşınma Deneyi Öncesi Örneklerin 3B Tarayıcı ile Kayıt Altına Alınması.....	58
3.3. Aşınma (Termomekanik Yükleme) Testinin Uygulanması	60
3.4. Aşınma Testi Sonrası Görüntülerin 3B Taranması ve Çakıştırılması.....	63
3.5. Pürüzlülük Testi	72
3.6. Kırma (Yükleme) Testi	72
3.6.1. Kırık Tipi Analizi.....	75
3.7. Vickers Sertlik Testi	75
4. BULGULAR.....	77
4.1. Materyallerin Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması	77
4.2. Materyallerin Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması.....	77
4.3. Materyallerin Hacim Kaybı Değerlerinin Karşılaştırılması.....	79
4.4. Materyallerin Kırılma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması	80
4.5. Kırık Tipi Analizi.....	81
5. TARTIŞMA	83
6. SONUÇ.....	99
KAYNAKLAR	102

TABLolar LİSTESİ

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları.....	45
Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar	46
Tablo 3-3: Çiğneme simülatöründe kullanılan ayarlar	61
Tablo 4-1: Vickers sertlik testi sonuçları (VHN).....	77
Tablo 4-2: Pürüzlülük testi sonuçları (μm).....	78
Tablo 4-3: Hacim kaybı testi sonuçları (mm^3).....	79
Tablo 4-4: Kırılma dayanımı testi sonuçları (N)	80
Tablo 4-5: Kırık tiplerinin Burke sınıflamasına göre dağılımı	81

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Dental seramiklerin ve üretim teknolojilerinin gelişiminin zaman çizelgesi-(32).....	6
Şekil 2-2: Seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerinin sınıflandırılması-(33)11	
Şekil 2-3: Zirkonyum materyalinin kristal fazları ve dönüşüm sıcaklık değerleri	21
Şekil 2-4: Zirkonyanın dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik gösterimi-(4)...	22
Şekil 3-1: Tez çalışmasının iş akış şeması.....	47
Şekil 3-2: CEREC Connect (Sirona Dental Systems) ile Frasco dişin taranması.....	48
Şekil 3-3: PMMA materyalinden üretilen dayanak diş görüntüsü	49
Şekil 3-4: Redon Hybrid kazıma ünitesi.....	49
Şekil 3-5: Dayanakların otopolimerizan akrilik kalıplara sabitlenmesi.....	50
Şekil 3-6: Restorasyonun Exocad programında tasarlanması.....	51
Şekil 3-7: Cerec MC XL cihazında kazıma işlemi	52
Şekil 3-8: EVE cila frezleri (Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya)	53
Şekil 3-11: 3M ESPE, RelyX U200 adeziv siman.....	55
Şekil 3-12: Restorasyonun iç yüzeyine hidroflorik asit ve silan uygulanması.....	55
Şekil 3-13: 3M ESPE, Scotchbond Universal Bonding.....	56
Şekil 3-14: Noblesse LED ışık cihazı (Beyond Technology Co., Ltd., Seul, Güney Kore)	56
Şekil 3-15: 50N (~ 5 kg) statik yük uygulayan simantasyon düzeneği	57
Şekil 3-16: Simantasyon düzeneğine yerleştirilen örneklerin ışıkla polimerizasyonu ...	57
Şekil 3-17: Simantasyon sonrası örnek görüntüsü.....	58
Şekil 3-19: Örneklerin Solutionix C500 (Solutionix Inc, Güney Kore) üç boyutlu tarama cihazına yerleştirilmesi	59
Şekil 3-20: Örneklerin üç boyutlu olarak taranması.....	60
Şekil 3-21: Dual-akslı çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4, Willytech, Münih, Almanya).....	62
Şekil 3-22: Çiğneme simülatörü kontrol ekranı.....	62
Şekil 3-23: Deney örneklerinin çiğneme simülatöründe konumlandırılması	63
Şekil 3-24: Monolitik zirkonya örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında karşılaştırılması	64

Şekil 3-25: Monolitik zirkonya örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında 3B olarak karşılaştırılması	64
Şekil 3-26: Monolitik zirkonya örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında aynı yerden trimlenmesi.....	65
Şekil 3-27: Monolitik zirkonya örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında hacimsel hesaplamalarının yapılması	65
Şekil 3-28: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında karşılaştırılması .	66
Şekil 3-29: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında 3B olarak karşılaştırılması.....	66
Şekil 3-30: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında aynı yerden trimlenmesi	67
Şekil 3-31: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında hacimsel hesaplamalarının yapılması.....	67
Şekil 3-32: Polimer infiltre seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında karşılaştırılması	68
Şekil 3-33: Polimer infiltre seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında 3B olarak karşılaştırılması.....	68
Şekil 3-34: Polimer infiltre seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında aynı yerden trimlenmesi	69
Şekil 3-35: Polimer infiltre seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında hacimsel hesaplamalarının yapılması.....	69
Şekil 3-36: Reçine nano seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında karşılaştırılması	70
Şekil 3-37: Reçine nano seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında 3B olarak karşılaştırılması	70
Şekil 3-38: Reçine nano seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında aynı yerden trimlenmesi.....	71

Şekil 3-39: Reçine nano seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında hacimsel hesaplamalarının yapılması	71
Şekil 3-40: Surtronic 25 yüzey pürüzlülük test cihazı (Taylor Habson) ile örneklerin termomekanik yükleme sonrası pürüzlülük değerlerinin kayıt altına alınması	72
Şekil 3-41: Instron Universal Test Cihazı.....	73
Şekil 3-42: Instron Universal Test (Instron Ltd., Bucks., İngiltere) cihazının dijital ekranı	74
Şekil 3-43: Örneklerin Instron Universal Test Cihazı'nda konumlandırılması	74
Şekil 3-44: Innova Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı, Buchler, ABD	76
Şekil 4-1: Materyallerin pürüzlülük değerlerinin kutu grafiği. (Kruskal Wallis karşılaştırma testi sonucu $p=0,001$, $*p<0,05$)	78
Şekil 4-2: Materyallerin hacim kaybı değerlerinin kutu grafiği. (Kruskal Wallis karşılaştırma testi sonucu $p=0,001$, $*p<0,05$	79
Şekil 4-3: Materyallerin kırılma dayanımı değerlerinin kutu grafiği. (Kruskal Wallis karşılaştırma testi sonucu $p=0,001$, $*p<0,05$)	80
Şekil 4-4: Burke kırık tipi analizi, a: Tip I kırık, b: Tip II kırık, c: Tip III kırık, d: Tip IV kırık, e: Tip V kırık.....	82

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

3B: 3 Boyutlu

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CEREC: Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics

GPa: Gigapascal

MPa: Megapascal

Hz: Hertz

mm: Milimetre

μm : Mikrometre

N: Newton

nm: Nanometre

BisGMA: Bisfenol A Glisidil Metakrilat

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

PMMA: Poli Metil Metakrilat

SEM: Scanning Electron Microscope (Tarayıcı Elektron Mikroskobu)

STL: Standard Tessellation Language (Standart Mozaikleme Dili)

FSZ: Tamamen Stabilize Zirkonya

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonya

TZP: Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

LTD: Low Temperature Degradation (Düşük Isı Bozulması)

KHN: Knoop Hardness Number (Knoop Sertlik Numarası)

VHN: Vickers Hardness Number (Vickers Sertlik Numarası)

Al_2O_3 : Aluminyum oksit

Y_2O_3 : Yittrium Oksit

Y-TZP: Yitriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali

ZrO_2 : Zirkonyum dioksit

SPSS: Statistical Package for Social Sciences

SS: Standart sapma

Ort: Ortalama

%: Yüzde

°C : Santigrad derece

Ark : Arkadaşları

K : Potasyum

Na : Sodyum

K₂O: Potasyum oksit



ÖZET

Kutluk A. Monolitik CAD/CAM Seramik Materyallerinin Yapay Yaşlandırma Sonrası Aşınma ve Kırılma Dayanımlarının Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2023.

Bu doktora tezi çalışmasında, dört farklı monolitik bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) seramik bloktan üretilen kuron restorasyonlarının, aşınma ve kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır.

Farklı mikroyapılara sahip monolitik CAD/CAM materyallerinden (reçine nano seramik, polimer infiltre seramik, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik ve monolitik zirkonya) 10'ar adet 16 numara molar kuron protezleri hazırlandı. Dual akslı çiğneme simülatörü ile ağız içinde yaklaşık bir senelik yaşlanmaya denk gelen termomekanik yükleme testi gerçekleştirildi. Yükleme testini tamamlayan örneklerin üç boyutlu tarama ve çakıştırma yöntemi ile hacim kaybı miktarları hesaplandı. Ardından, Instron Universal Test Cihazı ile kırılma dayanımı değerleri kaydedildi. Ayrıca, materyallerin termomekanik yükleme sonrası pürüzlülük değerleri ve sertlik değerleri karşılaştırıldı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak SPSS 25.0 versiyonu ile ve Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi.

Monolitik zirkonya ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğin aşınma dayanımının hibrit seramiklerden istatistiksel olarak yüksek olduğu tespit edildi. Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımının test edilen diğer materyallerden istatistiksel olarak yüksek olduğu bulundu. Hibrit seramikler arasında aşınma ve kırılma dayanımını açısından istatistiksel olarak fark tespit edilmedi.

Bu çalışmadan elde edilen verilere göre farklı kimyasal bileşene sahip monolitik CAD/CAM kuronların aşınma ve kırılma dayanımları farklılık gösterir. Monolitik zirkonya, cam seramik ve hibrit seramiklere kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı ve aşınma direncine sahiptir. Bu çalışma, materyallerin aşınma ve kırılma dayanımlarının inceleneceği diğer çalışmalarla birlikte diş hekiminin materyal seçimine yardımcı olacaktır.

Anahtar Kelimeler: monolitik seramik, çiğneme simülatörü, aşınma, mekanik özellikler, kırılma dayanımı.

ABSTRACT

Kutluk A. Investigation of Wear and Fracture Resistance of Monolithic CAD/CAM Ceramic Materials After Artificial Aging. Istanbul University, Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics. PhD Project. Istanbul. 2023.

In this in vitro study, the wear and fracture strengths of crown restorations produced from four different monolithic computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic blocks were compared.

Ten maxillary first molar crown prostheses were prepared from monolithic CAD/CAM materials with different microstructures (resin nanoceramic, polymer infiltrated ceramic, leucite reinforced glass ceramic and monolithic zirconia). Thermomechanical loading test, which corresponds to approximately one year of aging in the mouth, was performed with a dual axle chewing simulator. The volume loss amounts of the samples that completed the loading test were calculated with the three-dimensional scanning and registration method. Then, the fracture resistance values were recorded with an Instron Universal Tester. In addition, the roughness and hardness values of the materials after thermomechanical loading were compared. Obtained data were statistically evaluated with SPSS version 25.0 and Kolmogorov-Smirnov test.

The findings indicated that the wear resistance of glass-ceramic materials reinforced with monolithic zirconia and leucite was notably superior to that of hybrid ceramics. The fracture resistance of monolithic zirconia was found to be significantly higher in comparison to the other materials examined. There was no discernible statistical difference between the hybrid ceramics in terms of wear and fracture resistance.

According to the data obtained from this study, wear and fracture resistance of monolithic CAD/CAM crown restorations with different chemical components differ. Monolithic zirconia material has higher fracture resistance and wear resistance compared to glass ceramic and hybrid ceramics. This study, together with other studies that will examine the wear and fracture resistance of the materials, will help the clinician in material selection.

Keywords: monolithic ceramic, chewing simulator, wear, mechanical properties, fracture resistance.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental seramik materyaller; biyouyumlulukları, metal, metal-seramik ve reçine gibi kullanılan diğer materyallerden daha iyi estetik sonuçlar sağlaması ile protetik diş hekimliği alanında uzun yıllardır kullanılmaktadır (1). Tam seramik restorasyonlar, genellikle yeterli estetik sağlarlar da; düşük kırılma direnci ve düşük bükülme mukavemetine sahip restorasyonlardır. Bu durum, tam seramik materyallerden elde edilen restorasyonların çiğneme kuvvetlerinin yoğunlaştığı posterior bölgedeki kullanımlarını sınırlayabilir (2).

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin gelişmesiyle birlikte diş hekimliği alanında, tam seramik materyal olarak büyük ilgi görmekte olan zirkonya, metale benzer mekanik özelliklere sahip, biyo inert bir materyaldir (3, 4). Başlangıçta zirkonya materyali, yüksek opaklığı sebebiyle yalnızca estetik üstyapı porseleni ile tabakalanarak kullanılabilen bir altyapı materyalidir (5). Üstyapı için tabakalanarak uygulanan seramiğin güvenilir klinik başarısına rağmen, zirkonya altyapılı restorasyonlarda en sık karşılaşılan komplikasyonlar; ‘chipping’ olarak adlandırılan veneer seramiğinin kırılması ve ‘delemantasyon’ olarak adlandırılan veneer seramiğinin tabakalar halinde altyapıdan ayrılmasıdır (6). CAD/CAM teknolojisindeki hızlı gelişmeler; hastalar ile hekimlerin estetik beklentilerindeki artış, firmaları farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip alternatif materyaller geliştirilme yoluna itmiştir (7). Lityum disilikat ve yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya seramiklerinin estetiğindeki gelişmeler ile monolitik restorasyonlar üretilmiştir (8). Böylece bu restorasyonlarda, chipping ve delaminasyon problemi ortadan kalkmıştır (8). Son yıllarda lityum disilikat ve yttria stabilize tetragonal zirkonya seramiği ile benzer endikasyonlara sahip yeni estetik CAD/CAM monolitik materyaller tanıtılmıştır (9). Bunlar arasında polimer infiltre seramikler, nano partiküllere sahip reçine matriks seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler bulunmaktadır. Tek bir bloktan, üstyapı seramiği kullanılmadan üretilen monolitik restorasyonlar; doğal diş ya da restorasyon olabilen antagonist diş ile direkt temas halindedir (9). Bu nedenle bu materyallerin aşınma direnci önemlidir (9).

Aşınma, fizyolojik veya patolojik nedenlerden kaynaklanabilen, orijinal anatomik formun kaybıyla karakterize olan, ilerleyici bir fenomendir (10, 11). Aşırı derecede aşınma, oklüzal yüzeylerde kabul edilemez bir hasara yol açabilir ve çiğneme hareketinin fonksiyonel yolunun değişmesine neden olabilir (12). Seramik kuron oklüzal yüzeyinin aşınması, restorasyonlardaki parçacıklar yutulduğunda veya solunduğunda sistemik etkilere neden olabilir; aşınma aynı zamanda, tam seramik CAD/CAM kuronların ve antagonistindeki doğal dişin veya restorasyonun kalınlığını etkileyebilir, bu da oklüzyon değişimine, bozulmuş bir estetik görünüm ve/veya fonksiyonel kısıtlamalara yol açabilir (13-15). Kuronların ve antagonistlerinin kalınlığındaki azalma özellikle posterior dişlerde klinik başarıyı sınırlar (13). Bu nedenlerle protetik materyallerin bilimsel çalışmalar ile tribolojik performans değerlendirilmesi zorunludur (16).

Protetik materyallerin aşınma davranışlarının karşılaştırılmasına olanak tanıyan farklı aşınma simülasyon tekniklerine dayanan bir takım mekanik kurulumlar vardır(16). Diş fırçalama kurulumları, iki ya da üç gövdeli aşınma makineleri, plaka üzerine pin gibi basit kurulumların kullanımı yaygındır(16). Genelde literatürde; çiğnemenin fizyolojik koşullarını ve çiğneme hareketini daha iyi taklit ettiği için in vitro çalışmalarda çiğneme simülatörleri tercih edilmektedir (17). Bu testler hem pahalı ve zaman alıcı olan in vivo testlerin sayısının azaltılmasını sağlar hem de aşınma parametrelerinin kontrolüne izin verir (17). Materyallerin aşınma davranışlarının, ağız içi çiğneme koşullarının taklit edildiği in vitro çalışmalar ile değerlendirilmesi, klinik aşınma ile korelasyon için oldukça önemlidir (18).

Kullanılan yeni sistemler umut vericidir fakat bu materyallerin klinik kullanılabilirliği, aşınma ve kırılma dayanımları uzun dönemli daha fazla çalışma ile değerlendirilmelidir. Bu in vitro çalışmanın amacı, dört farklı kimyasal yapıya sahip monolitik CAD/CAM materyalinin, çiğneme simülatörü ve Universal Test Cihazı kullanılarak aşınma ve kırılma dayanımlarını karşılaştırmaktır. Aşınma ve kırılmaya etkilerini incelemek için materyallerin sertlik ve pürüzlülük değerleri de incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Seramik Sistemlerin Gelişimi

Porselen, diş hekimliğinde ilk defa, 1774 senesinde, Alexis Duchateau isimli Fransız kimyager tarafından kullanılmıştır. Fakat porselen ile üretilen restorasyonlarda yaygın olarak kırık, çatlak koplikasyonu ile karşılaşmıştır (19). Nicholas Dubois de Chemant, 1788 senesinde, porselen dişlerin patentini alan ilk diş hekimi olmuştur (19).

1808'de, İtalyan diş hekimi Gioponzolo Fonzi tarafından ilk kişisel porselen restorasyonlar yapılmıştır (20). Dental porselenlerin yarı saydamlığı ve rengindeki gelişmeler, Elias Wildman'ın formülasyonlarından (1838), vakumla pişirmeye (1949) kadar uzanan gelişmelerle gerçekleşmiştir (19).

Dr. Charles Land, 1886'da platin folyo üzerine feldspatik porselen uygulayarak, dental porselenin sabit protetik restorasyonlarda kullanılmasına öncülük etmiştir. Land, inley ile kuron restorasyonları geliştirdikten sonra 1889'da 'jaket kuronların' patentini almıştır (21).

1965'te; McLean ve Hughes, altyapısı %40-50 oranında alümina kristalleri ile güçlendirilmiş jaket kuronları geliştirmişlerdir. Cam yapının içeriğindeki alümina partikülleri, elastisite modülünü attırır ve çatlak ilerlemesini yavaşlatır/durdurur böylece seramik yapı güçlendirilmiş olur. Fakat, bu restorasyonların kenar uyumları, dayanıklılıkları ve kırılma dirençleri yeterli bulunmamıştır (22). 1976'da, McLean ve Sced 'çift folyo tekniği' olarak adlandırdığı bir teknik yardımıyla platin folyoyu kuronun iç yüzeyinde bırakarak alümina porselen jaket kuronları güçlendirmişlerdir. Kuron iç yüzeyinde bırakılan platin folyo, çatlak ilerlemesini önler ve porselen yapının güçlendirilmesini sağlar. Ancak platin folyonun restorasyonun iç yüzeyinde gri renklenmeye neden olması sebebiyle bu teknik ile yeterli estetik sonuçlar elde edilememiştir (23). 1980'li yıllarda, kontraksiyona uğramayan tam seramikler (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Colo.) ve dökülebilir cam seramikler (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn.) geliştirilmiş ve piyasaya sürülmüştür (22).

1986'da Michael Sadoun tarafından %99,9 oranında alümina içeren In-Ceram sistemi geliştirilmiştir. Homojen bir yapıya sahip olması, kenar uyumunun ve biyolojik

uyumunun iyi olması avantajlarıdır. Slip-casting tekniğiyle ya da bloklardan CAD/CAM tekniği ile üretilir. In-Ceram Alümina, içeriğindeki alümina oranının yüksek olması sebebiyle opak bir materyaldir (23). ‘In-Ceram Spinel’, 1994 senesinde, magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) kullanılarak geliştirilmiştir ve ışık geçirgenliği iki kat artırılmıştır. ‘In-Ceram Zirkonya’, In-Ceram Alümina’ya bir alternatiftir. Alümina yapıya, %35 oranında zirkonya eklenmesiyle elde edilmiştir. Materyal, %65’lik bir alümina oranına sahiptir. Transformasyon sertleşmesi özelliği çatlak ilerlemesini yavaşlatır ve yapı güçlenir (24).

CAD/CAM ile üretim yöntemi ilk olarak 1985 senesinde inley üretiminde kullanılmıştır. İlerleyen yıllarda Procera AllCeram, Cercon gibi sistemler piyasaya sürülmüştür (23). 1990 yılında, Wohlgend tarafından IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) oraya çıkarılmıştır. IPS Empress materyali, lösit kristalleri ile güçlendirilmiş bir kristalin yapıya sahip bir feldspatik porselendir. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş porselen çekirdekleri elde edebilmek amacıyla cam yapıya ısıtma işlemi uygulanarak kontrollü kristalizasyonu yapılır ve sonrasında öğütülür. Toz haline getirilmiş yapıya, stabilize etmek amacıyla bazı kimyasal katkı maddeleri, floresans bileşikler ve renk skalalarındaki renklerin sağlanması için boya maddeleri katılır. Ardından, önce preslenir sonra ısıtma işlemi uygulanarak kullanıma hazır haldeki tabletler elde edilir. Alınan ölçüden elde edilmiş modelin üzerinde mum modelaj hazırlanır ve özel revetmanına alınır. Fırınlama ile modelaj mumu uçurulduktan sonra kalan boşluğa empess tabletler ısı ve basınç altında preslenir. Fırınlama esnasında geleneksel porselen sistemlerinde toz yapıdan katı bir yapıya geçişte görülen kontraksiyon, bu sistemde gözlenmez. Yapı soğurken meydana gelen kontraksiyon, cam ile uyumlu bir termal genişleme kat sayısına sahip bir revetman kullanılarak önlenmiştir (24). Bu sistem ile yalnızca tek kuron restorasyonların üretilmesi nedeniyle sınırlı bir endikasyona sahiptir. Bu nedenle, %70 oranında lityum disilikat kristalleri içeren ve ikinci küçük ağız bölgesine kadar uzanan üç üyeli köprü restorasyonlarının üretimine olanak sağlayan, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve sonrasında IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) materyalleri geliştirilmiştir.

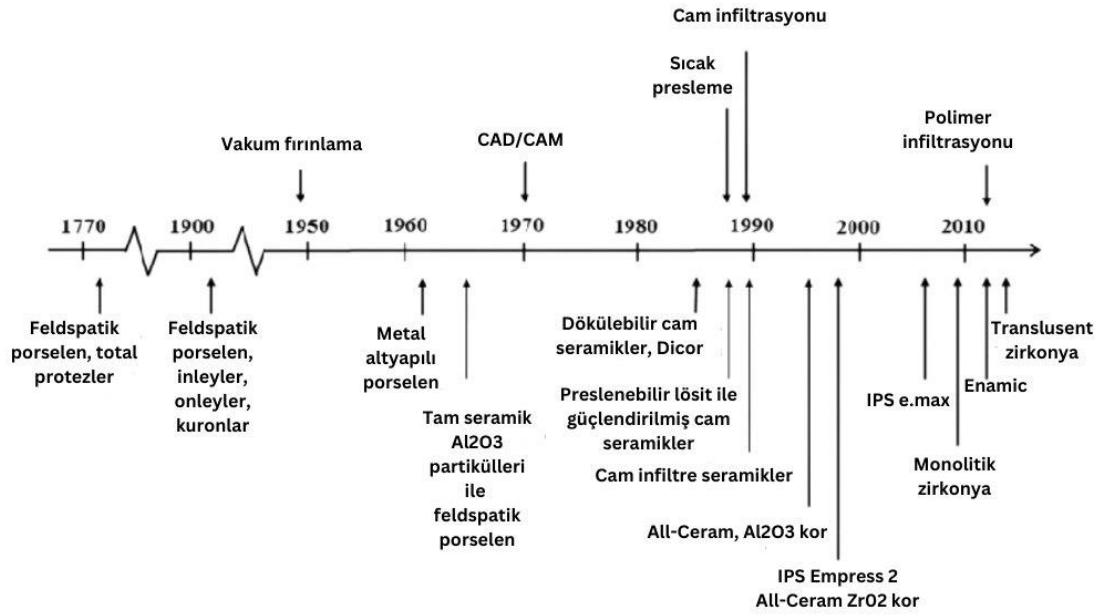
Y-TZP bloklar Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya) tarafından yarı sinterlenmiş olarak üretilmiş ve 2002’de piyasaya sürülmüştür. Fiziksel ve estetik özellikleri geliştirilerek üretilen IPS e.max Press materyali ise 2005 yılında kullanılmaya

başlanmıştır. Zirkonya materyali krun ve köprü restorasyonlarının yapımında 2004 yılından beri kullanılmaktadır (24).

Restoratif tedavi şekillerindeki değişiklikler, yeni ve iyileştirilmiş restoratif materyallerin ve tekniklerin tanıtımı, dental materyallerin mekanik özelliklerini ve üretilen restorasyonlarının sağ kalım sürelerini, estetik ve fonksiyonel sonuçlarını büyük ölçüde etkilemiştir (25). Örneğin; CAD/CAM sistemleri için üretilen ince yapılı feldspatik porselen (Mark II, Vita), geleneksel yöntemle üretilen porselene oranla karşıt diş minesinde daha az aşınmaya sebep olur (26).

Bir seramik restorasyon tamamen seramik materyalden yapıldığında tam seramik restorasyon olarak adlandırılır. Tam seramik restorasyonlarda, seramik materyal monolitik (tek katmanlı) olabilir, yani tek bir seramik materyalden oluşabilir veya seramik bir veneer ile kaplanmış seramik altyapı materyalden oluşabilir (iki katmanlı tam seramik restorasyon) (27). İki katmanlı, tam seramik restorasyonda, seramik altyapı restorasyonu destekler ve veneer restorasyona son şeklini, rengini ve estetiğini sağlar. Bununla birlikte, veneer materyali ile altyapı arasındaki bağ kuvveti, iki katmanlı tam seramik restorasyonların en zayıf halkalarından biri olarak kabul edilir. Çünkü bu restorasyonlar delaminasyona ve kırılmaya eğilimlidir (28, 29). Monolitik restorasyonlar tek bir materyalden oluştuğu için iki katmanlı sistemlere göre chipping ve delaminasyona daha dayanıklıdır (28). Özellikle üretiminde presleme veya CAD/CAM yöntemi kullanıldığında uygun bir oklüzal morfoloji ve oklüzal temaslar elde edilebilir. Bununla birlikte, bu tür bir restorasyonun estetik sonuçları, iki katmanlı yöntemle elde edilenden daha düşük olabilir (30). Bu nedenle; monolitik restorasyonlar, posterior dişleri restore etmek için daha uygundur.

Seramik materyaller için yeni mikro yapıların geliştirilmesiyle bağlantılı olarak dental restorasyonların üretimi için bilgisayarlı sistemlerin evrimi, diş hekimlerinin ve dental teknisyenlerin iş akışında ve ayrıca hastalara sunulan tedavi seçeneklerinde önemli bir değişikliğe neden olmuştur (31). Gelişmiş mekanik özellikler, kabul edilebilir aşınma davranışı ve estetik özellikler gibi optimize edilmiş özelliklere sahip seramik ve kompozit malzemeler sunmak için endüstri tarafından yeni materyaller geliştirilmiştir (31). Kullanılan ilk porselen materyalden, modern seramik bileşimlerine kadar dental seramiklerin gelişiminin zaman çizelgesi, üretim teknolojileri ile birlikte aşağıdaki şekilde gösterilmiştir (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: Dental seramiklerin ve üretim teknolojilerinin gelişiminin zaman çizelgesi-(32)

Günümüzde, diş hekimi, hali hazırda çok sayıda materyal seçeneğinin mevcut olması ve yeni materyallerin hızla geliştirilmesi sebebiyle, belirli bir endikasyon için protetik materyal seçiminde karmaşık bir karar süreci ile karşı karşıya kalır. Seçim, nadiren materyallerin özelliklerinin kapsamlı bir şekilde anlaşılması temelinde yapılır. Diş hekimlerinin materyal seçimi genellikle, materyalin; in vitro olarak ölçülen dayanıklılık, translusenslik miktarı, üretim yöntemleri, çalışılan dental laboratuvarındaki teknisyenin tercihi ve firmaların iddiaları gibi kriterlere dayanabilmektedir (33). Bu nedenlerle mevcut seramik materyallerin özelliklerinin kapsamlı bir şekilde anlaşılmasını ve hekimin klinikte doğru materyal seçimi yapabilmesini kolaylaştırmak amacıyla, seramik sistemlerin sınıflandırılması ve özelliklerinin araştırılması büyük önem arz etmektedir (33).

2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Güçlendirilme Yöntemleri

2.2.1. Seramiğin Metal Altyapı ile Güçlendirmesi

Restorasyonun altyapısını oluşturan metal alaşımın termal genleşme katsayısının, seramik materyalinden daha yüksek olması sayesinde, restorasyonun soğuması sırasında metal daha çok büzülerek seramiğin iç yüzeyinde bir baskı kuvveti oluşturur, böylece çatlak ilerlemesini zorlaştırır (34).

Metal alaşımdan elde edilen bir altyapının kullanılıyor olması dayanıklılığı önemli ölçüde artırır fakat restorasyonun ışık geçirgenliğinin azalması ve metal renginin yansıyor olması estetik açıdan dezavantajdır. Bunun yanı sıra bazı hastalar, metal alaşımda bulunan bazı metallere karşı allerjik reaksiyonlar gösterebilirler. Bu nedenlerle, daha iyi biyolojik uyuma ve estetik özelliklere sahip materyal elde etmek amacıyla metal olmayan altyapılı sistemlerin ve monolitik (altyapısız) sistemlerin mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirilmesine odaklanılmıştır (35).

2.2.2. Camın Kontrollü Kristalizasyonu ile Güçlendirme

Dental seramik materyallerin güçlendirilmesindeki diğer bir metot; camın kontrollü kristalizasyonudur. Isı uygulanması sırasında, yapı içindeki kristallerin büyümesi ve nükleasyon (çekirdeklenme) ile kontrollü kristalizasyon meydana gelir. Kontrollü kristalizasyon, cam yapı boyunca eşit olarak dağılmış küçük boyuttaki kristallerin oluşmasına sebep olur. Kristallerin miktarı ve boyutları, uygulanan ısıнын süresi ve derecesine bağlı olarak değişir.

2.2.3. Cam Yapısına Seramik Kristallerin Katılması ile Güçlendirme

Yüksek dayanıklılığa ve elastisiteye sahip seramik kristalleri, dental seramiklerin cam fazı içerisine dağıtıldığında cam-kristal birleşimi oluşturur. Bu durum, çatlak yayılımını engelleyerek yapısal dayanıklılığı önemli derecede iyileştirir (36). Bu amaçla cam yapı içerisine magnezya-alümina, lityum disilikat, alümina, zirkonya, lösit gibi dayanıklılığı yüksek olan kristaller eklenebilmektedir (36).

2.2.4. İyon Değişimi (Kimyasal Sertleştirme) ile Güçlendirme

Bu teknik ile seramik yüzeyinde kompresif bir tabaka oluşturularak çatlak ilerlemesinin önlenmesi amaçlanır. Kompresif tabaka, cam matriks içinde bulunan iyonların bazılarının kendinden büyük boyutlardaki iyonlar ile yer değiştirmesiyle elde edilir. Bunun için; seramik cam, geçiş sıcaklığının altında ergimiş tuz banyosunda

bekletilir. İyonik hareketliliğin meydana gelmesi için yeterli olan bu sıcaklıkta cam rijid bir yapıdadır. Yalnızca, alkali iyonlar yer değiştirebilecek enerjiye sahiptir. Seramik içindeki Na^+ iyonları, KNO_3 banyosundaki K^+ iyonlarıyla yer değiştirir. Potasyum iyonları, sodyum iyonlarından daha büyük bir alanı kaplayarak silikat ağı sıkılaştırır ve bu şekilde kompresyon oluşur (37). Bu kompresyon alanı, çekme tipi kuvvetlerin mikro çatlakları ilerletici etkisini azaltır. Çünkü yapıdaki çatlakların ilerleyebilmesi için öncelikle baskı gerilimlerini aşmaları gerekir. Böylece; seramik materyal, kırılmadan önce oldukça büyük yükleme kuvvetlerini kaldırabilmektedir (37).

2.2.5. Cam İnfiltrasyonu ile Güçlendirme

Seramik sistemlerin bazılarında, poröz seramik yapı üzerine cam infiltre edilerek daha estetik ve dayanıklı seramik yapılar elde edilebilmektedir. Seramik yapıdaki poröziteler giderilerek, dayanıklılık arttırılmaktadır. Örneğin; In-Ceram sisteminde, alüminyum oksit yapının üzerine, düşük viskoziteye sahip lantan oksit camı infiltre edilerek daha güçlü bir yapı elde edilmektedir (38).

2.2.6. Adezyon ile Güçlendirme

Seramiklerin mineye adezyonları oldukça iyidir ve dentine ile bağlanma dayanımları da materyallerdeki gelişmelerle gün geçtikçe arttırılmaktadır. Mineye iyi adezyon ile mekanik dayanımını düşük olan seramik restorasyonlar önemli derecede güçlendirilir (37).

2.2.7. Yüzey İşlemleri ile Güçlendirme

Dental seramik materyal yüzeylerine uygulanan işlemler; mekanik cila, glaze, otoglaze ve basınçla soğutma işlemlerini kapsar. Tesviyesi yapıldıktan sonra seramik yüzeylere uygulanan cila işlemi, seramiğin yüzeyininin daha pürüzsüz bir hale gelmesini sağlar. Düzgünleştirilmiş yüzeylerde stres birikimi daha düşük düzeyde olduğundan glazür işleminin başarısı artar, böylece seramik yapı güçlenir (37).

Glazür işlemi, yüzeylerin daha parlak hale gelmesini sağlamanın yanında, seramik dış yüzeyindeki minimal erime ile mikroçatlaklar ve düzensizliklerin de giderilmesini sağlar (39).

2.2.8. Tekrarlayan Fırınlama Sayısının Azaltılması

Seramik uygulandıktan sonra, toz parçacıklarını yoğunlaştırmak ve restorasyon yüzeyinde camsı bir tabaka oluşturmak için fırınlama yapılır. Fırınlama sayısı arttıkça, çeşitli kimyasal reaksiyonlar meydana gelebilmektedir. Bu tepkimelerden en önemlisinin, yapı içindeki lösit kristallerinin sayısındaki artış ve içeriğindeki değişim olduğu belirtilmektedir. Lösit kristalinin içeriğindeki değişimler, ısı genleşme katsayısını ve büzülme miktarını etkileyerek; soğuma esnasında seramik yapıda stres oluşmasına sebep olabilir. Bu durumun, çatlak ilerlemesine neden olabileceği bildirilmiştir (40).

2.2.9. Transformasyon Sertleşmesi ile Güçlendirme

Tam seramik restorasyonların üretiminde kullanılan zirkonyum oksit farklı sıcaklık aralıklarında farklı kristal fazlarda bulunur. Bu fazlar: kübik faz, tetragonal faz ve monoklinik fazlarıdır. Transformasyon sertleşmesi, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm ile gerçekleşir. Bu faz dönüşümüne, dışarıdan uygulanan stresler sebep olur ve kristallerin hacminde artış (%3 ile %5 oranında) meydana gelir. Böylece, çatlakların ilerlemesini engelleyecek olan iç stresler gelişir ve malzemenin direnci artar. Bu sebeple; yttria ile kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin seramikler geleneksel seramiklerle karşılaştırıldığında daha yüksek kırılma dayanımına sahiptirler (41).

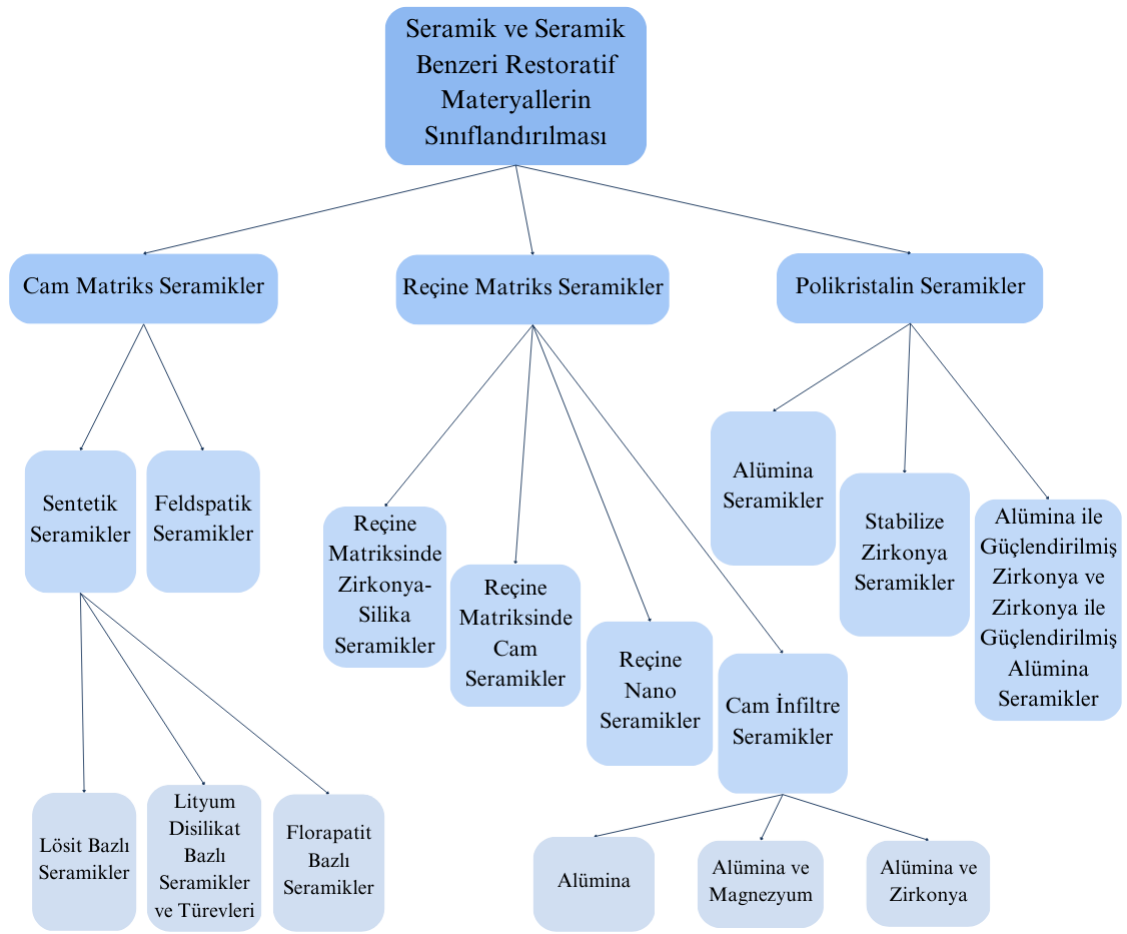
2.3. Seramik ve Seramik Benzeri Restoratif Materyallerin Sınıflandırılması

2015 yılında yayınlanan bir makalede, seramik ve seramik benzeri protetik materyaller için yeni bir sınıflandırma önerilmiştir. Bu sınıflandırma sisteminde, yeni geliştirilen materyaller sınıflandırmada oluşturulmuş mevcut gruplara yerleştirilebilir. Bu sistemde, seramik materyaller kimyasal bileşimlerindeki faz ve fazlara göre gruplandırılır. Bir tam seramik materyal, yapısında cam matriks fazın bulunup (cam matriks seramikler) ve bulunmamasına (polikristalin seramikler) veya materyalin, seramik partikülleri ile yüksek oranda doldurulmuş olan bir organik matrikse sahip olup (reçine matriks seramikler) olmamasına göre sınıflandırılmıştır. Ek olarak, bu sınıflama materyallerin endikasyonlarına, üretim yöntemlerine ve altyapı materyali veya monolitik restorasyonlar olarak kullanılıp kullanılmadığı ile ilgili fikir vermektedir (33). Bu sınıflandırma sisteminde, seramik restoratif materyaller üç gruba ayrılmaktadır:

1. Cam matriks seramikler: Yapısında cam bulunduran içeren metalik olmayan inorganik seramik materyaller.
2. Reçine matriks seramikler: Yapısında porselen, cam, seramik ve cam seramik içerebilen baskın olarak inorganik refrakter bileşikler içeren polimerik matriksler.
3. Polikristalin seramikler: Metalik olmayan ve yapısında cam faz bulundurmeyen inorganik seramik materyaller (33).

Her grup, bileşimleriyle tanımlanan alt sınıflara ayrılır:

- Cam matriks seramikler: doğal olarak oluşan feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltre seramikler.
- Reçine matriks seramikler: reçine nano seramikler, reçine matrikste cam seramikler, reçine matrikste zirkonya-silika seramikler
- Polikristalin seramikler: alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (Şekil 2-2) (33).



Şekil 2-2: Seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerinin sınıflandırılması-(33)

2.3.1. Cam Matriks Seramikler

2.3.1.1. Feldspatik Seramikler

Geleneksel feldspat esaslı dental seramikler, önemli miktarda feldspat (KAlSi_3O_8), kuvars (SiO_2) ve kaolinden ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) oluşur. Feldspat, demir ve mika açısından zengin olan kayalarda bulunan, gri renkte kristal yapıya sahip bir mineraldir. Kuvars veya silika (SiO_2) restorasyonun yarı saydamlığından sorumlu matriks bileşenidir (%55–65). Güçlü bir malzeme olmadığı için güçlendirici bileşen olarak %20-25 alümina (Al_2O_3) eklenir. Kaolin, yarı saydam insan dişlerinden farklı olarak opak özelliklere sahip olduğu için sınırlı miktarda (%4) kullanılan hidratlı bir alüminyum silikattır. Seramik partiküllerini birbirine bağladığı için dental seramiklerin bileşiminde kullanılır (42).

Bu gruba dahil edilebilecek sistemlere örnekler: IPS Empress, Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Vitadur, Vita VMK, 68, Vitablocs'dur (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (33).

Feldspatik seramikler, estetik açıdan oldukça başarılıdır ve metal alaşımı ile seramik altyapıların üzerine veneer materyali, laminate veneer materyali, inley, onley materyalleri olarak kullanılırlar (24, 33).

2.3.1.2. Sentetik Seramikler

Ham maddelerin doğal kaynaklarına ve doğal varyasyonlarına bağlı dezavantajları azaltmak için geliştirilen sentetik materyallerin içerikleri üretici firmaya bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu gruptaki materyaller yaygın olarak; silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) bileşenlerini içerirler.

Tam seramik altyapılar için veneer malzemesi olarak kullanıldıklarında, bu materyaller söz konusu yapıların termal genleşme katsayısına uyacak biçimde modifiye edilirler (örneğin, polikristalin alümina ve cam infiltre seramikler için Vita VM7 ve Cerabien; VM9, polikristalin zirkonya için, Cerabien ZR, IPS e.max Ceram) (33).

Kristal fazla güçlendirilmiş feldspatik seramikler, mekanik özelliklerin geliştirilmesi için geliştirilmiştir. Bu materyaller arasındaki fark, cam matrikse değişen miktarlarda farklı kristal türlerinin eklenmesi ve cam matrikste büyütülmesidir. Günümüzde kullanılan başlıca kristal türleri; lösit, lityum disilikat ve fluoroapatittir (43).

2.2.1.2.1. Lösit Bazlı Seramikler

Kristal faz olarak hacimce % 35-45 arasında lösit kristali içerirler ve cam faz yine bir alümino silikat camından oluşur (43). Feldspatik porselenlerden yaklaşık iki kat daha yüksek eğilme mukavemeti ve kırılma dayanımı değerlerine sahiptir (44).

Bu kategoriye dâhil olan örnekler şunlardır: IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Vita VM7, VM9, VM13 (Vita Zahnfabrik Bad Säckingen, Almanya), Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR (Kuraray Noritake Dental, Japonya) ve Initial LRF Blok (GC Corporation Tokyo, Japonya) (33).

2.2.1.2.2. Lityum Disilikat Bazlı Seramikler

Cam matriks seramikler diş hekimliğinde kullanılmaya başlandığından bu yana, içerikleri her geçen gün geliştirilerek çeşitli oran ve yapılara sahip materyaller geliştirilmiştir. Fakat, bu malzeme türü 1998'de piyasaya sunulan lityum disilikat cam seramiğin ardından popüler hale gelmiştir. Lösit bazlı cam seramiklerle karşılaştırıldığında, lityum disilikat bazlı materyaller üstün mekanik özelliklere sahiptir, lamina veneer restorasyonlar, inleyler, onleyler, anterior-posterior kuronlar ve anterior üç üyeli sabit protezler için kullanılabilirler (33, 45).

1998 yılında lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) cam seramikler ısı/presleme yöntemi ile elde edilen bir altyapı materyali olarak kullanılmak üzere kaybolan mum tekniğine benzer bir üretim tekniğiyle tanıtılmıştır (46).

IPS e.max Press adı verilen lityum disilikat cam seramiğin gelişmiş versiyonu (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 2009 yılında ticari olarak tanıtılmıştır. Bu materyal ile hem optik hem de mekanik özelliklerde olumlu yönde iyileştirmeler elde edilmiştir. Kristaller yapı içerisinde daha küçük ve daha düzgün bir şekilde dağıtılmıştır. Böylece, bu sistem ile monolitik restorasyonlar üretme imkanı bulunmuştur (47).

CAD/CAM sistemleri ile üretilmek üzere geliştirilen lityum disilikat cam seramik bloklar parsiyel kristalize bir yapıdadır, lityum metasilikat (Li_2SiO_3) fazından oluşur ve mavimsi-morumsu renk gösterirler. Bu tür frezelenabilir bloklar orta sertlik ve dayanıklılık göstermektedir (yaklaşık 130 megapaskal (MPa)). Parsiyel kristalize bir şekilde üretilmelerinin amacı, blokların hem hızlı hem de kolayca freze edilebilir olmasını mümkün kılmaktır. Restorasyonun üretiminden sonra, metasilikat fazı 25 dakika boyunca 840°C 'de fırınlanır böylece; lityum metasilikat, dayanıklı ve diş rengine uyumlu lityum disilikata dönüşür. Son kristalizasyonun ardından materyal nihai dayanıklılığına ulaşır (yaklaşık 270 Mpa) (48, 49).

Son yıllarda, zirkonya destekli lityum silikat cam seramiği (Vita Suprinity; Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere inley, onley, veneer, ön ve arka bölge kuronları ile implant üzeri ön ve arka tek üye restorasyonlarının üretimi için ticari olarak tanıtılmıştır. Bu yeni cam seramik materyaller, zirkonya ile güçlendirilmiştir (ağırlıkça ~% 10). Zirkonyumla

güçlendirilmiş ilk lityum silikat seramiktir. Zirkonya partikülleri, seramik yapıya çatlak ilerlemesini durdurmasıyla ile güçlendirmek için dahil edilir. Üretici firma, bu cam matriks seramik materyalinin, zirkonya (ZrO_2) ve cam seramik materyallerin avantajlı özelliklerinin birleştirilmesini amaçlamıştır. Arttırılmış translusenslik ve farklı tonlara sahip olması sayesinde anatomik konturlu monolitik restorasyon olarak kullanılabilirler (50).

Lityum disilikat cam seramiklerin hekimler tarafından yaygın kullanımına rağmen, polikristalin seramiklerle güçlendirilmiş cam seramiklerin geliştirilmesi yoluyla bu seramik sistemin dezavantajları giderilmeye çalışılmıştır (31). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyali kristalleştirme işleminden geçtiğinde çekirdeklenmiş lityum silikat kristalleri, lityum disilikat cam seramiklerde bulunan lityum disilikat kristalleri için gözlemlenenden yaklaşık altı kat daha küçük bir ortalama boyuta (0.5 -1 mikrometre (μm)) ulaşır (51). Daha ince ve küçük kristal fazın oluşumu, malzemede bulunan ve kristal büyümesine engel olarak kristalleşme sürecini etkileyen bir katkı maddesi olarak görev yapan zirkonya parçacıklarının mevcudiyetinden kaynaklanmaktadır (52). Materyalin, daha küçük boyutlarda kristal içeren bir mikroyapıya sahip olması, bu materyalin mekanik özelliklerinin lityum disilikat cam seramiklerle benzer olmasını garanti eder (31). Ek olarak, geleneksel cam seramikler için gözlemlendiği gibi, bu yeni zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyallerin optik özellikleri oldukça gelişmiştir. CAD/CAM sistemlerinde kazıma ile üretilirler. Cam matriks oranlarının yüksek olması ve küçük boyutta partiküllere sahip olmaları sayesinde cilalanabilirlikleri iyidir (53).

Ticari olarak kullanıma sunulan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin iki örneği şu şekildedir:

a) Parsiyel kristalize bir halde üretilen ve bir fırında ek bir termal döngü gerektiren Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Almanya); ve

b) Nihai kristalleşme aşamasını tamamlamış olan Celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya). Bu iki materyalin içeriği benzerlik gösterir (31).

2.2.1.2.3. Fluorapatit Bazlı Seramikler

Fluorapatit bazlı seramikler, metal alaşımı veya zirkonya altyapıları üzerinde veneer materyali olarak kullanılmak için üretilmektedir. Zirkonya altyapılı seramiklere

florapatit bazlı ingotların preslenmesiyle restorasyonların optik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır (33).

Bu gruba dahil olan örnekler; IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress'dir (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (33).

2.3.1.3. Cam İnfiltrre Seramikler

Cam infiltrre seramikler, ısıya dayanıklı bir refrakter kalıp üzerinde porselen tozu karışımının yoğunlaşmasını içeren 'slip casting' adı verilen bir işlemle üretilirler. Fırınlanmış, gözenekli kor yapıya yüksek sıcaklıklarda kılcal etki ile erimiş camın gözeneklere çekildiği bir işlem olan 'cam infiltrasyonu' işlemi yapılır. Bu üretim şekli sayesinde bu materyaller, geleneksel feldspatik porselenle karşılaştırıldığında daha düşük porozite, daha az işlem hatası, daha yüksek dayanıklılık ve daha üstün tokluk değerleri sergilerler (54).

2.2.1.3.1. Alümina

30 yılı aşkın bir süre önce Sadoun tarafından geliştirilen ve 1989 yılında Vita Zahnfabrik tarafından ticarileştirilen 'In-Ceram' tam seramik grubu, 'iç içe geçmiş ikili ağ' konseptini kullanan ilk dental seramik materyaldir. Hassas ve net şekil elde etmeyi sağlayan bir tekniğin (slip casting tekniği) geliştirilmesiyle, tam seramik sistemlerin kullanımıyla ilgili önemli engelin, yani sinterleme kaynaklı ~%20'lik büzülmenin önüne geçilmiş olmuştur. Sinterleme kaynaklı büzülmenin önlenmesi, alümina gövdesi boyunca açık, ince gözenekli bir yapıyla sonuçlanan iri tanelerin varlığıyla sağlanmıştır. 950–1000°C'de tamamen ıslanan ve kılcal kuvvetlerin etkisi altındaki cam infiltrasyonu ile neredeyse tamamen yoğunlaşmış yapılar elde edilmiştir (55).

İlk cam infiltrre malzeme olan In-Ceram Alumina'da, üç farklı parçacık boyutunda alümina bulunur: büyük, ince, uzun faset parçacıklar (10-12 μm uzunluk ve 2,5-4 μm genişlik); büyük (1-4 μm çapında) küresel parçacıklar ve çapı 1 μm 'den küçük olan küçük küresel parçacıklar. Üreticiye göre bileşim, Al_2O_3 (% 82), La_2O_3 (% 12), SiO_2 (% 4.5), CaO (% 0.8) ve diğer oksitler (% 0.7) şeklindedir (33).

Kristal yapısı sayesinde biyomekanik açıdan avantajlı bir materyaldir. Bunun yanı sıra, alümina kristalleri ve infiltrasyon camı arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğunun, termal artık stresler oluşturarak güçlendirmeye katkı sağlayabileceği de ifade edilmiştir. Büyük alümina kristalleri, bu sistemde bir dereceye kadar opaklığa

sebebi olduğu için bu seramiklerin, porselen veneer tabakası uygulanarak kullanılması gereklidir (56). In-Ceram Alumina, hacim olarak yaklaşık %70 alumina ve yaklaşık %30 cam matriks yapısından meydana gelir. In-Ceram Alumina'nın kırılma dayanımı değerleri %100 polikristal alümina materyaline yakın değerlerdir (29, 57). In-Ceram Alumina'nın estetik özellikleri opak olması sebebiyle iyi değildir (58). In-Ceram Alumina, yaklaşık 600 MPa eğilme mukavemetine sahip olup, bu sebeple ön ve arka bölge tek kuronlar ve üç üyeli ön bölge köprü restorasyonlarında kullanılabilir (24).

Bu materyalin kullanımı sıklığı, CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat cam seramiği ve zirkonya gibi materyallerin kullanımındaki artışa bağlı olarak azalmaktadır (33).

2.2.1.3.2. Alümina ve Magnezyum

In-Ceram Spinell, 1994 yılında piyasaya sunulan ve In-Ceram Alumina'nın bir varyasyonu olan bir malzemedir. Temel olarak, eser miktarda alümina içeren magnezyum spinelinden meydana gelir (43). Bu sistemde, cam, sentetik olarak üretilen gözenekli magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) çekirdeğe infiltre edilmektedir (33).

Spinell, kimyasal olarak inerttir ve düşük elektriksel ve termal iletkenliğe sahiptir. Kristal fazının ışık kırılma indeksi camın kırılma indeksine yakın olmasından dolayı In-Ceram Alumina'nın iki katından daha fazla translusenstir yani optik özellikleri daha iyidir. In-Ceram Spinell yaklaşık olarak 350 MPa'lık bir eğilme mukavemetine sahiptir. In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya'dan daha yarı saydam özellikte fakat daha düşük dayanıklılığa sahip bir restorasyon sağlar. Bu sebeple endikasyonu anterior bölge kuronlarla kısıtlanmıştır (43).

2.2.1.3.3. Alümina ve Zirkonya

Bir In-Ceram Alumina modifikasyonu olan In-Ceram Zirkonya, sistemin güçlendirilmesi için Al_2O_3 'ün slip bileşimine parsiyel stabilize zirkonyum oksidin eklenmesi ile üretilir. Üretici firmanın belirttiği bilgilere göre bu malzemenin içeriği şu şekildedir: Al_2O_3 (%62), ZnO (%20), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4.5), CaO (%0.8) ve diğer oksitler (%0.7) (33). In-Ceram Zirkonya, zirkonya (hacimce ~20) ve alüminanın (hacimce ~%50) bir karışımıdır. Fakat opak bir materyaldir. Bu durum, bu materyal ile üretilen restorasyonların estetik olarak anterior bölge restorasyonların gerekliliğini

karşılayamamısına sebep olarak, endikasyonunu posterior restorasyonlarla sınırlı tutar (29).

Bu sistemdeki çift kristalli mikroyapı; iki çeşit güçlendirme mekanizmasına izin vererek, bu sistemin mekanik özelliklerinin diğer cam infiltre seramik materyallerden üstün olmasını sağlar.

In-Ceram Zirkonya'nın güçlendirme mekanizmaları:

1. Zirkonya taneciklerindeki stres kaynaklı dönüşüm,
2. Büyük alümina tanelerinin varlığında çatlak ilerlemesinin önlenmesi (51, 59).

2.3.2. Reçine Matriks Seramikler (Hibrit Seramikler)

Bu kategori, yüksek oranda seramik parçacıklarla doldurulmuş olan organik bir matrikse sahip materyalleri kapsar.

Üreticilerin reçine matriks seramik materyalleri geliştirme mantığı;

1. Konvansiyonel seramik materyallere oranla, elastisite modülü dentinin elastisite modülüne yakın olan bir materyal geliştirmek,
2. Cam matriks seramik materyallerden veya polikristalin seramik materyallerden daha kolay frezelenebilen veya düzeltme yapılabilen bir materyal geliştirmek,
3. Kompozit reçine ile tamir veya değişiklik yapmayı daha kolay hale getirmek olmuştur (33).

Reçine matriks seramikler CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere spesifik bir şekilde formüle edilmiştir. Seramiklerin bileşimi önemli ölçüde farklılıklar gösterir. Reçine matriks seramikler, inorganik yapılarına göre, aşağıdaki gibi birkaç alt gruba ayrılabilir:

2.3.2.1. Reçine Nano Seramikler

Materyalin %80'i, polimerik bir matriks içinde yerleşik, birbirine bağlı 20 nanometre (nm) çapında silika ve 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit nano partiküllerinden oluşur. Nano seramik materyallerin elastisite modülü yaklaşık 10-20

GPa'dır ve dentine yakın değerler gösterir; ayrıca cam seramiklerle karşılaştırıldığında stresi daha fazla absorbe ettiği belirtilmiştir (60).

Nano seramiklerin, en önemli özelliklerinden birinin çok absorbe etme özelliği olduğu ve implant destekli restorasyonlarda diğer seramiklere göre daha başarılı sonuçlar sağladığı ifade edilmektedir. Ayrıca, bu malzemelerin karşı diş üzerinde sebep olduğu aşınmanın, cam seramiklere kıyasla daha düşük olduğu belirtilmiştir (61).

Bu gruba örnek olarak Lava Ultimate (3M ESPE Dental Products, St. Paul MN, ABD) ve GC Cerasmart (GC Corporation Tokyo, Japonya) gösterilebilir.

2.3.2.2. Reçine Matrikste Cam Seramikler (Polimer İnfiltrasyon Seramikler)

Bu seramiklerin üretimleri, bir porselen tozunun ilk sinterlenmesiyle tam yoğunluğunun yaklaşık %70'ine ulaşmasının ardından bir monomer karışımı infiltrasyonuna dayanır (62).

Bu malzeme çift ağı bir sistemden oluşur: feldspatik seramik ağı (%86 ağırlık, %75 hacim) ve polimer ağı (%14 ağırlık, %25 hacim). Seramik yapının özel bileşimi şu şekildedir: %58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %9-11 Na₂O, %4-6 K₂O, %0.5-2 B₂O₃, %1'den az Zr₂O ve CaO. Polimer ağı, üretilen dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur (33).

Polimer infiltrasyon seramikler, seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini barındırır. Elastiklik ve mukavemet arasında bir denge vardır. Bu seramikler; tek kuronlar, inleyler, onleyler ve veneer uygulamaları için endikedir. Polimerik ağı yapısının mukavemeti, 30 MPa'dan düşüktür. Seramik ağı ise 160 MPa civarında bir mukavemete sahiptir, materyalin nihai mukavemeti yaklaşık 135 MPa'dır (63).

Bu materyallerin elastisite modülü 30 GPa civarındadır, bu da geleneksel veneer seramikleri için bildirilen değerlerin yaklaşık olarak yarısıdır, ancak genellikle dentin için bildirilene (15-20 GPa) yakındır. Tipik seramik materyaller polimer infiltrasyon seramiklerden daha yüksek elastisite modülü değerlerine sahiptir. Vita Enamic (Vita, Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya) materyali bu gruba örnek olarak verilebilir. Vita Enamic'in azaltılmış elastisite modülü göz önüne alındığında, bu materyal özellikle implant üstü protetik tedaviler için endikedir (31).

2.3.2.3. Reçine Matrikste Zirkonya-Silika Seramikler

İnorganik içeriği ağırlıkça %60'tan fazla olan çeşitli organik matriks yapılarına ve seramik ağırlık yüzdesine göre bu seramik sistemler modifiye edilmiştir. Örnek olarak silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro boyutlu silika, pigmentler içeren Shofu Blok HC (Shofu Dental Corporation, Kyoto, Japonya) verilebilir (33).

Diğer bir örnek ise Paradigm MZ-100 Blok'tur. (3M ESPE, St. Paul MN, ABD) Bu sistem, %85 oranında ultra ince zirkonya/silika seramik parçacıklarından (0.6 µm, küresel) oluşan bir kompozittir ve yapısındaki bir polimer matrikste bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA içeren patentli bir sistem olarak tanıtılmıştır (33).

2.3.3. Polikristalin Seramikler

Bu sınıftaki seramikler alümina veya zirkonya bazlı olabilirler ve yapılarında cam faz içermezler. Her iki materyal de ince partiküllü kristalin bir yapıya sahip olup, yüksek mekanik özelliklerle karakterizedir. Örneğin, alümina yaklaşık 650 MPa eğilme mukavemetine sahipken, zirkonyanın eğilme mukavemeti 800 ile 1500 MPa arasında değişir. Cam matriks seramiklere kıyasla daha yüksek kırılma dayanımına sahiptirler. Ancak, bu tür seramikler cam matriks seramiklerle karşılaştırıldığında daha opaktır (29). Ek olarak, bu sistemler bir cam faz içermediğinden, polikristalin seramikler hidroflorik asitle pürüzlendirilemezler ve üretim esnasında daha uzun aşındırma sürelerine ihtiyaç duyarlar (64).

2.3.3.1. Alümina Seramikler

Alümina seramikler kuru sinterleme yöntemiyle üretilir ve yüksek oranda Al_2O_3 'ten (%99,5'e kadar) oluşur. İlk olarak 1990'larda Nobel Biocare firması tarafından CAD/CAM'de üretim amacıyla piyasaya sürülmüştür. Nispeten yüksek dayanıklılığa ve oldukça yüksek sertlik değerlerine (17-20 GPa) sahiptir. Tüm dental seramikler arasında en yüksek elastisite modülü değerlerine (300 GPa) sahiptir. Bu, retorasyonlarda kütleli kırılmalara yol açmıştır. Bu kırılma eğilimi ve stabilize zirkonya seramiklerde görülen dönüşüm sertleşmesi gibi daha gelişmiş mekanik özellikleri olan materyallerin ticari olarak tanıtılmış olması, alümina seramiklerin kullanımının azalmasına neden olmuştur (33, 40, 65).

Bu gruba örnek olarak; Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) ve In-Ceram AL (Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya) verilebilir (33).

2.3.3.2. Stabilize Zirkonya Seramikler

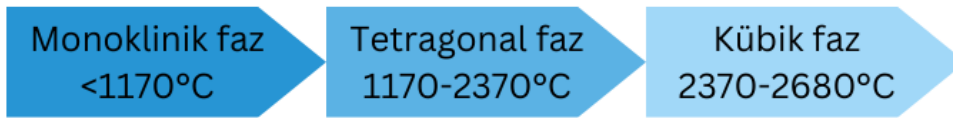
Saf zirkonya, üç ana faz içerir: oda sıcaklığında monoklinik (m), yaklaşık 1.170°C'nin üstünde tetragonal (t) ve yaklaşık 2.370°C'nin üstünde kübik (c) fazlar (Şekil 2-3). Monoklinik fazın yeterli mekanik niteliklere sahip olmaması nedeniyle, mekanik özellikleri optimum olan tetragonal fazın oda sıcaklığında kısmi stabilizasyonunu sağlamak amacıyla, başlangıç toz karışımına dikkatli bir şekilde stabilizatör eklenir. Bu sayede, daha fazla dayanıklılık ve kırılma direnci sağlanmış olur. Dışarıdan uygulanan gerilimler tarafından aktive edilen dönüşüm sertleşmesi (t→m dönüşümleri), zirkonyanın tanelerinde genişleme ve şekil değişikliği meydana gelir ve %4 hacim artış ile sonuçlanır (Şekil 2-4). Bu dönüşüm, çatlaklardaki stresi emerek direnç sağlayabilir. Kullanılmakta olan farklı stabilizatörler arasında, itriyum oksit (Y_2O_3) dayanıklılık ve tokluk kombinasyonunu en etkin şekilde sunan stabilizatör olarak kabul edilmiştir. Sonuç olarak, %3 mol (ağırlıkça %5,2) itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali yani 3Y-TZP, protetik seramik restorasyonlarında kullanılan ana materyallerden biri olmuştur (66).

Y-TZP gibi polikristalin seramikler nemli ortamlarda zamanla yaşlanma eğilimi sergileyebilir ve bu durum, mekanik özelliklerinde azalmalara yol açabilir. Y-TZP seramiklerde tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümünün kontrolsüz bir şekilde arttığı ve zamanla bağlantılı olarak gelişen bir yaşlanma söz meydana geldiği bilinmektedir (67). LTD (low temperature degradation, düşük ısı bozulması) fenomeni, 1981'de ilk kez tanımlanmış olup, düşük sıcaklıklarda (150-400°C) özellikle nemli ortamlarda zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan daha az dayanıklı olan monoklinik faza spontan geçiş gerçekleşmesiyle ortaya çıkar. Bu, yapıdaki fiziksel özelliklerin zayıflamasına yol açar. Faz dönüşümünün gerçekleşmesi için 200-300°C aralığında kritik bir sıcaklık belirlenmiştir. Ortamdaki nem, faz değişiminin miktarını artırarak etkisini gösterir (68). Chevalier ve ark., LTD'nin oluşumuna neden olan faktörün suyun ayrışması sonucu ortaya çıkan OH^- iyonlarının değil, O_2^- iyonlarının yapıdaki oksijen boşluklarını doldurması olduğunu ileri sürmüşlerdir (69).

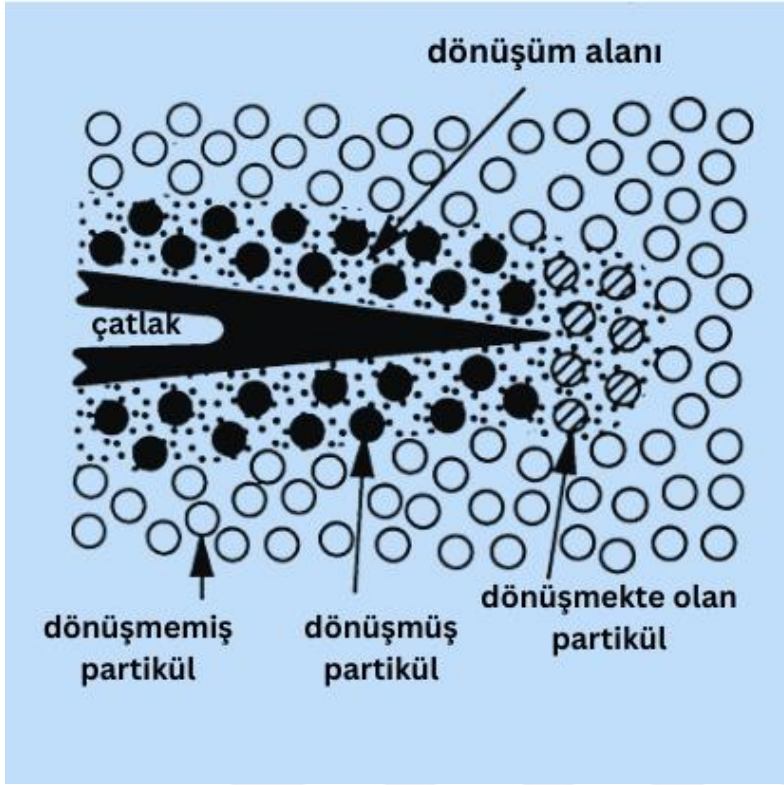
İlk nesil 3Y-TZP materyaller ağırlıkça %0,25 oranında alümina (Al_2O_3) içermektedir ve 1 GPa'nın üzerinde eğilme mukavemetine sahiptir. Ancak, bu zirkonlar,

kübik olmayan zirkonya fazlarının doğal çift kırılması sebebiyle yüksek opaklığa sahiptirler. Bu materyaller esas olarak, arka ve ön bölgelerde veneer materyali ile kaplanarak, kuronlarda ve sabit köprü protezlerinde altyapı materyali olarak endikedir. Uzun vadeli klinik başarısızlık sebepleri genellikle chipping veya delaminasyondur (66, 67). Y-TZP, daha estetik görünüm, daha iyi aşınma ve korozyon direnci, gelişmiş biyolojik uyumluluk, yumuşak doku entegrasyonu ve bakteri plağı ile peri-implantit oluşumuna karşı düşük eğilim nedeniyle titanyum implantlar ve abutmentler için, bir alternatif olarak ortaya çıkmıştır. Ancak, klinik araştırmalar, zirkonya implantların erken kırılma oranlarının titanyuma kıyasla daha fazla olduğunu ortaya koymaktadır (68).

Bu gruba örnek olarak; Nobel Procera Zirkonya (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç); Lava/Lava Plus (3M ESPE, St. Paul MN, ABD); In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya); Katana Zirkonya ML (Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya); Cercon ht (Dentsply Ceramco, Burlington, NJ, ABD); Prettau Zirkonya, ICE Zirkon (Zirkonzahn, Taufers, İtalya); IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)) verilebilir.



Şekil 2-3: Zirkonyum materyalinin kristal fazları ve dönüşüm sıcaklık değerleri



Şekil 2-4: Zirkonyanın dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik gösterimi-(4).

2.3.3.2.1. Zirkonya Altyapılı Restorasyonların Üstyapı Seramiği ile Bağlantı Mekanizması

Zirkonya altyapılı protetik restorasyonlar, daha estetik görünimleri ve mekanik dayanıklılıklarının posterior bölgelerde kullanımına olanak tanınması nedeniyle, geleneksel metal destekli restorasyonlara kıyasla alternatif bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. Fakat zirkonyanın yapısındaki kristalin fazın yoğunluğu nedeniyle, opak bir materyal olduğunu unutmamak gerekir. Bu nedenle, estetik ihtiyaçları karşılamak adına zirkonyanın, ideal renk ve translusens özelliklerine sahip bir veneer seramiği ile kaplanması gerekmektedir (70).

Zirkonya altyapılı sabit protetik restorasyonlarda, üstyapı materyalinin kırılma riskini en aza indirmek için zirkonya ile veneer seramiği arasındaki bağlantı güçlü ve dayanıklı olmalıdır. Ayrıca, üstyapı materyalinin çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olması önemlidir. Bu sayede restorasyonun uzun süreli ve başarılı bir şekilde kullanılması sağlanır (71). Alt ve üstyapı bağlantısının etkinliği, altyapı yüzey işleminin kalitesi, soğutma süreçleri, viskozite, termal genleşme katsayısı uyumu, altyapı tasarımı,

malzemelerin ıslanabilirliği, fırınlanma döngü sayısı, veneer porselenin hacimsel büzülme oranı ve veneer seramiğin uygulama yöntemi gibi faktörlerle ilişkilidir. İyi bir bağlantı sağlamak için, alt ve üst yapıların mekanik özelliklerinin birbirleriyle uyumlu olması önemlidir. Ayrıca, iki materyal arasında mekanik kilitleme sağlanması da gereklidir, böylece restorasyonun başarısı ve dayanıklılığı artırılır (70).

2.3.3.2.2. Monolitik Zirkonya

Geliştirilmiş yarı saydamlığa sahip monolitik seramikler elde etme çabaları kapsamında, yeni nesil 3Y-TZP'ler, alümina miktarının önemli derecede azaltılması ve gözenekliliğin ortadan kaldırılması için daha yüksek sıcaklıkta sinterleme ile üretilmiştir. Bu, yarı saydamlıkta küçük bir artış sağlamıştır. Monolitik zirkonya seramikler, posterior restorasyonlar için uygundur; ancak, ön bölgede monolitik kullanım için hala yeterli estetiğe sahip değildir (72). Monolitik zirkonya geliştirme sürecinin bir sonraki adımı, nihai ürüne belirli miktarda şeffaf faz ekleyerek opaklığı azaltmaya yönelik çalışmalar olmuştur. Kısmi stabilize zirkonyalar, daha yüksek itriya içeriği kullanarak (%4 mol (4Y-PSZ) veya %5 mol (5Y-PSZ)) elde edilmişlerdir ve artan miktarlarda kübik faz içerirler. Bu durum, yarı saydamlığı önemli derecede artırırken, kübik zirkonya stres kaynaklı dönüşüm yaşamadığı için materyalin mukavemetinde azalma meydana gelmiştir (73).

Diş hekimleri ve diş teknisyenleri için monolitik zirkonya restorasyonlar, iyi bir alternatif olarak görülmektedir, çünkü üretim süreçleri, geleneksel altyapılı restorasyonlarla kıyaslandığında daha basittir ve bu nedenle üretim evresi daha hızlı tamamlanır. Biyolojik açıdan, monolitik zirkonya restorasyonlar, diş hekimlerine minimal invaziv diş preparasyonu yapma imkanı tanır, çünkü bu seramik materyal, özellikle veneer porselenlerle kıyaslandığında düşük kalınlıklarda bile yüksek dayanıklılığa sahiptir. Monolitik zirkonya restorasyonlarının en önemli dezavantajı, gelişmiş olsa bile, geleneksel zirkonya altyapılı restorasyonlara göre yeterli derecede translusens özellikte olmamalarıdır (31).

Mekanik ve optik özelliklerin yanı sıra, restorasyonun uzun vadeli başarısı için önemli başka bir faktör de, restorasyonun antagonist mine üzerindeki aşındırma miktarı ve marjinal uyumdur. Laboratuvar çalışmaları, monolitik zirkonyanın, diğer restoratif seramiklere kıyasla antagonist dişlerde genellikle benzer düzeyde aşınmaya yol açtığını ve bu aşınma hızının literatürde bildirilen fizyolojik sınırlar içerisinde olduğunu ortaya

koymuştur. Bu çalışmaların bazıları, monolitik zirkonya restorasyonları için glaze uygulama ve cilalama gibi farklı yüzey bitirme işlemlerini karşılaştırmıştır ve cilalı yüzeylerin daha az antagonist mine aşınmasına neden olduğunu göstermiştir (74-76).

2.3.3.2.2.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Avantajları

- Biyouyumlu olması,
- Nispeten yüksek translusenslik ve daha iyi estetik sağlaması,
- Yüksek dirence sahip olması,
- Veneer ile kaplanarak kullanılan restorasyonlar ve diğer monolitik seramik restorasyonlarla kıyaslandığında, gerekli olan minimum materyal kalınlığının daha az olması ve bu sayede oklüzal mesafenin dar olduğu olgularda kullanılabilmesi,
- Konservatif diş hazırlığına izin vererek diş yapılarının korunması,
- Gren boyutlarındaki azalma sayesinde düşük ısı bozunmasına karşı daha iyi direnç göstermesi,
- İnce gren boyutları sayesinde intraoral cilalama işlemlerinin kolaylaşması,
- İntraoral ve ekstraoral oklüzal ayarlama yapılabilmesi,
- Feldspatik porselenlerle kıyaslandığında karşıt diş minesinde daha az aşınmaya neden olması,
- Gerektiğinde altyapı materyali olarak da kullanılabilmesi (77).

2.3.3.2.2.2. Monolitik Zirkonya Seramiklerin Dezavantajları

- Uzun vadeli klinik kullanımına ilişkin yeterli veri bulunmaması,
- Düşük ısı bozunmasına bağlı olarak kırılma direncinin azalması,
- Lityum disilikat seramiklere oranla translusensi özelliğinin daha az olması,
- Maliyetinin yüksek olması (77).

2.3.3.3. Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya Seramikler ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina Seramikler

Zirkonya, genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize kaldığından, yapıya alümina eklendiğinde ise, tokluk değerinde artış sağlamasından dolayı; alümina/zirkonya (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina) ve zirkonya/alümina (alümina ile güçlendirilmiş zirkonya) kompozitlerinin geliştirilmesine doğru bir yönelim söz konusudur (78).

Kompozitteki zirkonya veya alümina yüzdesi üreticiye göre değişebilir. Sınıflandırmak için, yazarlar zirkonya ile güçlendirilmiş alüminanın ağırlıkça %50'den fazla Al içermesini, alümina ile güçlendirilmiş zirkonyanın ağırlıkça %50'den fazla Zr içermesini önermektedir. Bu kompozit materyallerin, Y-TZP'ye göre avantajları arasında, düşük sıcaklık bozulmasına karşı dirençli olmaları, daha yüksek mukavemet ve kırılma tokluğu sunmaları yer alır. Ayrıca, Y-TZP'nin döngüsel yorulma dayanımının iki katından daha fazla dayanıklılığa sahiptirler (33).

2.4. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri, bilgisayarları kullanarak veri toplama, tasarım ve üretim süreçlerini gerçekleştirir. Bu sistemler uzun süredir endüstriyel alanda kullanılırken, diş hekimliği alanındaki CAD/CAM uygulamaları 1980'lerde ortaya çıkmıştır.

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin kullanılması için ilk adımlar 1970'lerde gerçekleşmiştir. Bu dönemde ABD'de Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Mormann ile Marco Brandestini bu teknolojinin diş hekimliği uygulamalarında kullanılabilirliğini keşfetmek için çalışmalar yapmışlardır (79).

Young ve Altschuler, 1977'de optik enstrümantasyon kullanarak intraoral yüzey haritalama sistemi geliştirme fikrini ortaya attılar. 1984'te Duret, daha sonradan "Sopha Bioconcept" sistemi olarak adlandırılacak olan Duret sistemi üzerinde çalışarak tam kuron restorasyonlar üretti. Ancak bu sistem, karmaşıklığı ve yüksek maliyeti nedeniyle dental sektörde başarı elde edemedi. Kullanılan dental CAD/CAM sistemlerinin ilk örneği, Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC sistemidir (79).

Çağdaş dental CAD/CAM sisteminin başarısını sağlayan heyecan verici yeni teknolojik gelişmeler, veri toplama ve işleme süreçlerinde önemli ilerlemeler sağlamıştır. Üç boyutlu diş verilerinin elde edilmesi için kullanılan yöntemler arasında

optik kameralar, kontakt dijitalleştirme ve lazer tarama bulunmaktadır. Bu gelişmiş veri toplama yöntemleri, restorasyonların, gelişmiş hassasiyet ile tasarlanmasına ve üretilmesine olanak tanımıştır. Geleneksel sistemlerde kullanılan freze disklerinin elmas frezlerle değiştirilmesi, frezeleme süreçlerinde büyük ilerlemeler sağlamıştır. Daha hassas ve pürüzsüz yüzeyler elde edilmesine yardımcı olmuştur. Ayrıca, dental restorasyonlar için mükemmel işlenebilirlik ve fiziksel mukavemete sahip seramik malzemelerin geliştirilmesi, CAD/CAM sistemlerinin başarısında önemli bir rol oynamıştır. Özellikle alümina ve zirkonya gibi seramik malzemeler, dayanıklı ve estetik restorasyonlar üretmek için ideal materyaller olarak kabul edilmektedir.

Bu gelişmeler sayesinde, dental CAD/CAM sistemleri daha etkili ve verimli hale gelmiş ve diş hekimliği alanında önemli bir rol oynamaya başlamıştır. Restorasyon süreçlerini hızlandırarak ve daha doğru sonuçlar elde etmeyi sağlayarak, hem hastaların hem de diş hekimlerinin memnuniyetini artırmaktadır (79).

Bu teknolojilerin bir araya getirilmesiyle, oldukça ileri düzeyde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı mümkün hale gelmiştir. Bu sistemlerden bazıları: CEREC 3D ve CEREC inLab (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya); DCS Precidento (Decagon Devices, Inc., Pullman, Washington, ABD); Procera (Nobel, Biocare AB, Goteborg, İsveç); Lava (3M, ESPE, St. Paul MN, ABD); Cercon Smart Ceramics (Dentsply Sirona, York, Pennsylvania, ABD); Everest (Kavo, Biberach, Almanya)'tir (79).

2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

Daha kısa sürede yüksek kalite ile üretim imkanı sağlaması,

Teknik hataları en aza indirmesi,

Çapraz kontaminasyon riskini azaltması,

Güncel materyallerin kullanımına olanak sağlaması (79).

2.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

Maliyetinin yüksek olması,

Teknik bilgi ve eğitim gerektirmesi (79).

2.4.3. CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması

CAD/CAM sistemleri, kullanım alanlarına göre laboratuvar ve ofis sistemleri olarak, ayrıca veri alışverişi ve uyumluluğa göre açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılmaktadır.

Laboratuvar sistemleri kendi içinde üç sınıfa ayrılabilir:

(1) Firmaların kendi tarama ve frezeleme birimlerine sahip olduğu sistemlere örnek olarak; Amann Girrbach (Koblach, Vorarlberg, Avusturya), 3M ESPE (St. Paul MN, ABD), Sirona Dental Sistemleri (Bensheim, Almanya), Zirkonzahn (Taufers, İtalya), vhf camfacture AG (Ammerbuch, Baden-Württemberg, Almanya), Weiland Dental (Zürich, İsviçre), Pou-Yuen (Endonezya) ve U-Best Dental (Dongguan, Çin), Planmeca (Helsinki, Finlandiya), Kavo Dental (Biberach, Almanya) ve Dentsply Prosthetics (York, Pennsylvania, ABD) verilebilir,

(2) Firmaların sadece tarama birimine sahip olduğu sistemlere örnek olarak; D2000 (3 Shape, Kopenhag, Danimarka), Dental Wings 7 series (Dental Wings, Quebec, Montreal, Kanada), IScan D104 (Imetric 3D SA, Lausanne, İsviçre), Ceramill Map (AmannGirrbach, Koblach, Vorarlberg, Avusturya) ve Activity 850 3D (Smart Optics, Jena, Almanya) verilebilir.,

(3) Firmaların sadece frezeleme birimine sahip olduğu sistemlere örnek olarak; DWX-50 (Roland DGA Corporation, Irvine, ABD), inLab MC X5 (Sirona Dental, Bensheim, Almanya), M5 (Zirkonzahn, Taufers, İtalya), Tizian Cut 5 Smart (Schütz Dental, Lötteringen, Almanya), S2 Model (vhf camfacture AG, Ammerbuch, Baden-Württemberg, Almanya) ve Ceramill Motion 2 (Amann Girrbach, Koblach, Vorarlberg, Avusturya) gösterilebilir (80).

Ofis CAD/CAM sistemi iki şekilde olabilir:

(1) Firmanın kendi tarayıcı ve freze cihazlarına sahip olduğu CAD/CAM sistemleri. Bu gruba örnek olarak Sirona (Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya) ve Planmeca (Planmeca Group, Helsinki, Finlandiya) gösterilebilir. Bu şirketler, diş hekimliği sektöründe kendi entegre CAD/CAM sistemlerini sunarak, dijital diş teknolojisinde önemli bir rol oynamaktadırlar,

(2) Firmanın sadece görüntü elde etme yeteneğine sahip olduğu, ancak tasarım özelliği bulunmayan tarayıcı sistemlere örnek olarak şunlar verilebilir: True

Definition Tarayıcı (3M ESPE, St. Paul MN, ABD), iTero (Align Technology, Inc, San Jose, ABD), Trios (3Shape), Apollo DI (Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya) ve CS 3500 (Carestream Dental LLC, Georgia, ABD). Bu tür sistemler, restorasyonun tasarımı için bağımsız bir laboratuvar tarayıcısına bağlanarak işlemlerin gerçekleştirilmesini sağlar (80).

CAD/CAM sistemleri, veri paylaşımı açısından açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılabilir. Kapalı sistemler, aynı şirketten tüm CAD/CAM süreçlerini sağlar, bu süreçler veri toplama, sanal tasarım ve restorasyon üretimini içerir. Bu sistemlerde tüm adımlar tek bir platformda entegre edilmiştir ve farklı şirketlerin sistemleri arasında değiştirilebilirlik söz konusu değildir. Öte yandan, açık sistemler, orijinal dijital verilerin farklı şirketlerin CAD yazılımları ve CAM cihazlarıyla uyumlu hale getirilmesine olanak tanır (80, 81).

Laboratuvar CAD sistemleri, verilerin alınması ve restorasyonun tasarlanmasının ardından, verilerin .stl dosyası biçiminde saklanması ve daha sonra restorasyonun yapılacağı açık bir laboratuvar CAM sistemine gönderilmesi gerektiği için, her zaman açık bir sistem olmalıdır. Ayrıca, görüntü alma birimi de her zaman açık bir sistem olarak işlev görür. Bu sayede, belirli bir restorasyonun .stl dosyası, restorasyonun tasarlanması için açık bir laboratuvar CAD sistemi tarafından kabul edilebilir ve üretim için açık bir CAM sistemine gönderilebilir (80, 82).

2.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri

CAD/CAM sistemleri, üç ana komponenti vardır. Bunlar:

(1) İntraoral tarayıcılar (ofis içi CAD/CAM sistemleri) veya indirekt olarak geleneksel bir ölçü alınarak üretilen bir alçı modeli tarama yöntemiyle; preparasyon alanından, yan dişlerden ve karşıt çenden veri toplayarak bunları sanal ölçüye dönüştüren veri toplama ünitesi;

(2) Sanal çalışma modelleri üzerinde dijital restorasyonlar oluşturmak ve ardından frezeleme parametrelerini belirlemek amacıyla kullanılan yazılımlar;

(3) Restoratif materyalin, solid bir bloktan üreten bilgisayar kontrolündeki kazıma ünitesi (80).

2.4.4.1. Tarayıcı

Ağız içerisinde yapılan diş preparasyonunun, diş çevreleyen dokuların ve oklüzyondaki diğer dişlerin geometrisinin intraoral veya ekstraoral olarak taranmasını ifade etmektedir. Temel olarak iki farklı tarayıcı seçeneği vardır:

a) Optik tarayıcı

Optik tarayıcılar ile üç boyutlu yapı görüntülerinin elde edilmesi, genellikle triangulasyon prensibi kullanılarak gerçekleştirilir. Beyaz, renkli ya da lazer ışık projeksiyonuyla, diş etrafında optik tarama yapılır. Optik tarayıcılar genellikle harekete duyarlıdır, bu nedenle intraoral veri toplama sırasında hasta hareketleri yanlış veri kaydına yol açabilir. Optik tarayıcıların en önemli avantajı, hızlı ve yüksek çözünürlüklü veri toplama yeteneğidir. Tarayıcı, genellikle CAD/CAM sisteminin bir bileşenidir ve sadece uyumlu CAD yazılımıyla çalışır (83).

b) Mekanik tarayıcı

Bu tarayıcı sisteminde, iğne ucu, küre veya pin gibi araçlar kullanılarak ana modelin mekanik olarak üç boyutlu ölçümü gerçekleştirilir (80).

2.4.4.2. Yazılım (CAD)

Firmalar, çeşitli dental restorasyonları için tasarım amaçlı özel yazılımlar sunmaktadır. Farklı firmaların sağladığı çeşitli yazılımlar ile, sabit protetik restorasyon altyapıları, tam anatomik sabit protetik restorasyonlar, inley, onley ve veneer restorasyonları, geçici restorasyonlar ve pontikler, diagnostik modeller, post-core restorasyonlar, teleskop protezler, kişiye özel abutmentlar, implant barları, implant konumlandırma plakları, hareketli protezler, total protezler, ölçü kaşıkları, ortodontik parçalar tasarlanabilir. Nihai ön bölge restorasyonlar, anterior rehberliği sağlamak amacıyla geçici restorasyon modellerinin bir kopya taraması yöntemiyle elde edilebilir (80).

Bu sistemlerin içerisinde çok sayıda diş morfolojisi bulunan dijital kütüphaneler bulunmaktadır. Ancak, CAD/CAM sistemleri tarafından sunulan genel diş morfolojisi şekilleri yalnızca temel formları sağlayabilir. Her hastanın eşsiz olduğu ve her dişin kendi morfolojik özelliklerine sahip olduğu göz önüne alındığında, manuel düzeltmeler ve modifikasyonlar her zaman gereklidir. Hastanın bireysel oklüzal morfolojisini tanımlamak ve taklit etmek için alternatif olarak biyojenerik diş morfolojisi veri tabanı

kullanılabilir. Dijital CAD modeli, bilgisayar ekranında görüntülenirken, üretim sürecine göndermeden önce modelin kritik bölgelerini değerlendirmek amacıyla üç boyutlu olarak döndürülebilir ve yakınlaştırılabilir. Ek olarak, önerilen die spacer kalınlığı da seçilebilir (80).

2.4.4.3. Donanım (CAM)

Dental CAD/CAM işleminin son aşamasıdır. CAD modelinden, bitirme ve cila işlemlerinden sonra hasta ağızına uygulanacak olan restorasyonun üretildiği aşamadır. Restorasyonların üretimi için kullanılan iki temel yöntem şunlardır: eksiltme yöntemi (frezeleme) ve ekleme üretim yöntemleri (3B baskı) (80).

Eksiltici yöntemin avantajı tüm materyal tiplerinde kullanılabilir olmasıdır. Ancak bu sitemlerin; restorasyonun en ince kısmının frezin büyüklüğü ile sınırlı olması (En ince kısım en küçük frezden daha küçükse, aşırı frezelemeye neden olur ve uyumsuz restorasyonuna neden olur.); cam seramik bloklar için pahalı olması ve pahalı CAM ünitesi gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (80).

Ekleme tipi üretimin avantajları; ince detay üretiminin daha iyi olması (andırkat alanları, daha iyi anatomi), freze sisteminden daha ekonomik olması, daha büyük nesnelerin üretilebilmesi (yüz protezleri), daha iyi pasif üretim (kuvvet uygulaması yok), özel kesici alet gerektirmeden karmaşık şekiller oluşturabilmesi, sınırsız geometri seçeneğine sahip olması, freze sisteminden daha hızlı üretim yapması ve malzeme atığı olmadan tasarlandığı gibi yazdırabilmesidir. Bu sistemlerin dezavantajı ise seramik ve titanyum materyallerinin bu cihazlarda kullanılamıyor olmasıdır (80).

2.5. Ağız Boşluğunda Triboloji

Diş aşınmaları, çeşitli faktörlerle ilişkili diş dokusunun kaybedilmesidir. Bu faktörler arasında çiğneme kuvvetleri, brüksizm, beslenme, gastroözofageal reflü, yeme bozuklukları ve ağız kuruluğu bulunur. Diş aşınması, yaşlanma sürecinin doğal bir parçası olarak tamamen fizyolojik olabilir (84).

Çiğneme, gıdayı yutmayı ve sindirimini kolaylaştırmak için boyutlarını düşürür. Çiğneme kuvveti, gıdanın dokusuna ve ayrıca ağız boşluğunda çiğnemenin meydana geldiği yere bağlıdır. Arka bölgede ve sert gıdalar öğütülürken daha yüksek basınç ve daha yüksek kuvvetler uygulanır. Bununla birlikte, ısırma kuvvetleri farklı bireyler arasında önemli ölçüde değişir ve yaşla birlikte azalır, genç yetişkinler en yüksek

kuvvete sahiptir. ısıma kuvvetinin büyüklüğü, ilk ısıma fazında 10-20 N arasındadır ve ığneme döngüsünün sonunda azı dişlerinde 100-140 N; kesici dişlerde 25-45 N aralığına yükselir. Tüm döngü yaklaşık 0.8 s sürerken, ortalama oklüzyon süresi sadece 0,4 ile 0,6 s arasındadır (85, 86).

Direkt antagonist diş teması, yeme sıklıklarına ve alışkanlıklarına bağlı olarak günde 15-20 dakika arasındadır. İnsanlarda ığneme sıklığı dağılımı 0,9-2,1 Hz arasındadır ve yemek başına yaklaşık 300 darbedir (87).

Aşınma, sabit üst çene dişlerine karşı, alt çene dişlerinin üç yönde hareket edebildiği biyomekanik stomatognatik sistemde gerçekleşir. Dişler ığneme, konuşma gibi fonksiyonlar esnasında birbirleriyle temas ederler. Diğer herhangi bir diş teması, parafonksiyonel veya patolojik alışkanlıklar olarak adlandırılır. Bruksizm, gıda olmadan dişleri gıcırdatmanın teknik terimidir ve esas olarak geceleri bilinçsizce ortaya çıkar (88).

Bruksizmden muzdarip hastaların, gıcırdatma sırasında yüksek ısıma kuvvetleri ürettiği düşünülür (89). Bununla birlikte, maksimum ısıma kuvvetleri, bruksist olmayan hastalardan farklı görünmemektedir (90). Bazı hastalarda, bruksizm ığneme kaslarının hipertrofisine (örneğin M. masseter) ve dentinin ortaya çıktığı noktaya kadar dişlerin önemli ölçüde aşınmasına neden olur. Aynı şekilde, restoratif materyallerde bruksist hastalarda daha fazla aşınma, kırılma veya chipping gözlenir (85).

Tüm diş aşınması vakalarında oral rehabilitasyon gerekli olmayabilir. Ancak estetik sorunlar, hassasiyet ve fonksiyon kaybı söz konusu olduğunda restoratif tedavi önemlidir. Tüm tedavi süreçlerinde, diş aşınmalarının doğru bir şekilde teşhis edilmesi esastır. Oklüzal dikey boyutun ve oklüzal düzlem düzensizliğinin etkisi nedeniyle, şiddetli aşınmış dişlerin tedavisi komplike olabilir (84).

Diş hekimliği alanındaki materyaller, bilim ve teknolojideki ilerlemelerle sürekli olarak gelişmektedir. Restoratif ve protetik materyallerin mekanik dayanıklılığı diş hekimliğinde çok önemli bir faktördür. Örneğin, restorasyon materyalleri, ısıma kuvvetlerine dirençli olmalı, fonksiyon altında şekil değişikliği göstermemelidir. Aşınma ve renk değişimleri ise zaman içinde minimum düzeyde olmalıdır. Sadece bu şekilde uzun ömürlü restorasyonlar elde etmek mümkün olacaktır (91).

Diş sert dokuları (mine) ağız boşluğuna sürdüklerinde veya antagonist diş ile temas ettiklerinde aşınma söz konusu olur. Aynısı, ağız boşluğuna ilk yerleştirildikleri andan itibaren aşınmaya maruz kalan dental restorasyonlar için de geçerlidir. Dişler ve restoratif mateyaller için geçerli olan farklı aşınma mekanizmaları tanımlanabilir (92).

2.5.1. Tükürük-Aşınma İlişkisi

Tükürük, ağız boşluğunda aşınmayı etkileyen önemli bir faktördür. Bir yağlayıcı (lubrikant) görevi görür ve sürtünmeyi azaltarak aşınmayı da azaltır. Mukopolisakkaritler ve glikoproteinler tükürüğün ana yağlayıcı komponentleridir (85). Hareket eden yüzeyler arasında bir sıvı bulunması, sürtünmeyi düşürerek aşınmayı en aza indirir (91).

2.5.2. Aşınma Tipleri

2.5.2.1. Atrizyon

Fonksiyon esnasında karşılıklı diş temasları sebebiyle meydana gelen diş sert dokusunun kaybedilmesidir, Dişler, birbirleriyle direkt temas ettiğinde, iki gövdeli aşınma (atrizyon) meydana gelir (92). Parafonksiyonel alışkanlıklar ya da dişlerin malpozisyonuna bağlı olarak bir veya birden fazla dişte ciddi bir şekilde meydana gelen aşınma, 'patolojik atrizyon' olarak kabul edilir. Restorasyonlarla dişlerin, insizal kenarlarında veya tüberkül tepelerinde meydana gelen düzleşmiş yüzeyler ile oklüzal yüzeylerdeki aşınma fasetleri atrizyonun klinik bulgularıdır (84).

2.5.2.2. Abrazyon

Abrazyon, yabancı nesnelerin ve/veya bazı alışkanlıkların mekanik etkisiyle diş yüzeylerinde meydana gelen patolojik sert doku kayıplarını ifade eder (93).

Abrazyonun sebepleri arasında zararlı alışkanlıklar, mesleki alışkanlıklar ve zayıf ağız bakımı yer alır. Örneğin, üflemeli bir müzik aleti çalanların ağızlıkla dişler arasında sürekli baskı uygulaması, marangoz ve terzilerin ağızda sık sık çivi veya iğne tutmaları gibi mesleki zorunluluklar, aşınma paternlerinin oluşmasına neden olabilir. Zararlı alışkanlıklar da abrazyona yol açabilir; tırnak yeme, çekirdek çitleme ve pipo içme gibi davranışlar bu kategoride yer alır (94, 95).

Gıda maddelerini çiğnemek veya diş fırçası ve diş macunu ile dişleri fırçalamak, aşınma (abrazyon) ile sonuçlanabilir. Dişlerin bukkal ve lingual yüzeyleri esas olarak

abraziv aşınmaya neden olan mekanik oral hijyen prosedürlerine maruz kalırken, oklüzal yüzeyler esas olarak atrizyona ve abraziv aşınmaya maruz kalır (85).

2.5.2.3. Adeziv Aşınma

Başka bir fenomen adeziv aşınma olarak tanımlanır ve iki katı yüzey basınç altında birbirinin üzerine kaydığında meydana gelir. Yüksek lokal basınç, yüzey düzensizliklerinin veya pürüzlerin plastik olarak deforme olmasına ve nihayetinde bir araya gelmesine neden olur. Bu süreçte, materyal bir diştten karşı dişin minesine veya yapay yüzeyine aktarılabilir. Benzer şekilde, komşu dişlerin proksimal yüzeylerinde de benzer bir materyal transferi meydana gelebilir (85).

2.5.2.4. Abfraksiyon

Abfraksiyon (yorgunluk aşınması), diş dokularının veya restoratif materyalin büyük bir kısmının parçalanıp kopması olarak ortaya çıkar. Bu, dişin servikal kısmında meydana gelirse, abfraksiyon olarak adlandırılır (85).

Doğal dişler, özellikle dişin servikal bölgelerinde, biyomekanik kuvvetlere maruz kaldıklarında, diş dokusunda esneme ve deformasyon meydana gelir. Tüberküllerin esnemesi bu bölgede stres oluşturur ve sonuçta diş dokusunun kaybına yol açabilir. Servikal bölgedeki aşınmış alanlar genellikle keskin kenarlı ve kama şeklindedir (96, 97).

2.5.2.5. Erozyon (Koroziv Aşınma)

Dental erozyon, bir maddenin etkisi ile diş yüzeyinin kademeli olarak yıkılmasıdır. Bakteri içermeyen kimyasal etkene bağlıdır (98).

Dental erozyon süreci, iki aşamalıdır ve mikroskobik olarak yüzeyel tabakanın yumuşamasıyla başlar (99). İlk aşamada, asidik çözeltiler diş yüzeyine diffüzyon yoluyla girer ve mine dokusunda mineral kaybına neden olur. Bu süreç "yumuşama tabakası" olarak adlandırılır. İkinci aşamada, asit etkisi artarak mine dokusunu tamamen ortadan kaldırır. Diş yüzeyindeki çözünme dentine ulaştığında, peritubuler dentin ile intertubuler dentin sınırında ilk çözünme başlar ve hızla ilerler. Bu süreçte, diş hassasiyeti artabilir. Ancak yavaş ilerleyen dental erozyonlarda, dentin sklerotik hale gelerek kendini koruma altına alabilir ve hassasiyet görülmeyebilir (99).

Diş minesi için kritik pH değeri, yaklaşık 5,5 olduğu belirtilmiştir. PH değeri 5,5'un altında olan çözelti ile diş yüzeyinin uzun süreli ve tekrarlanan teması, erozyona neden olmaktadır. Dental erozyon, hızlı ve hazır beslenmenin yaygınlaştığı modern yaşam tarzına ve toplumun beslenme alışkanlıklarındaki değişikliklere bağlı olarak giderek artmaktadır. Bu sorun, özellikle gelişmiş toplumlarda yaygınlaşmakta ve ortak bir sağlık problemi haline gelmektedir (98).

Asidik maddeler, yüksek oklüzal yükler birlikte ortaya çıkarsa, aşınma oranı önemli ölçüde hızlanabilir. Bu tür maddeler; asidik gıda maddeleri, mide asidi (intraoral) veya havaya asidik maddeler yayan fabrikalar gibi ağız boşluğunun dışındaki kaynaklar (ekstraoral) sebepleriyle dişleri etkileyebilir (85, 100).

2.5.3. Dişler ve Restoratif Materyallerin Aşınmasının Klinik Önemi

Doğal veya restore edilmiş dişlerin aşınmasının temel olarak üç sonucu olabilir:

- Doğal ve restore edilmiş dişlerin görünümünü tehlikeye atan estetik etkiler,
- Şiddetli aşınma sebebiyle; pulpada klinik aşırı duyarlılık meydana gelmesi, pulpitis ile irrite olması veya pulpanın açılması,
- Antagonistlerin uzaması, dişlerin hareketi veya diş ve antagonist ve/veya diş ve komşu diş arasındaki ilişkiyi değiştiren fonksiyonel etkiler, dikey boyutun değişmesi ve bunların temporomandibular eklem üzerindeki olası etkileri (85).

İngiltere'de şiddetli diş aşınması nedeniyle diş kliniğine sevk edilen 290 hasta üzerinde yapılan bir klinik çalışma, estetik kaygıların en yaygın şikayet olduğunu (%59) ve bunu ilgili dişlerdeki hipersensitivitenin (%40) takip ettiğini ortaya koymuştur (101).

Restoratif materyallerin aşınmasının sebep olabileceği sistemik etkiler ile ilgili de endişeler vardır. Altın bazlı dental alaşımlar ve seramik materyallerin aşınması nispeten düşüktür ve bazı parçacıklar yutulsa bile bu malzemelerin inert olduğu kabul edilir. Bununla birlikte, nikel, krom ve berilyum içeren alaşımların daha yüksek alerjik ve mutajenik potansiyele sahip olduğu düşünülmektedir. Reçine bazlı kompozitler ile, monomerlerin salınmasına ek olarak, mikro ve nano boyutlu dolgu partiküllerinin aşınabileceği, yutulabileceği veya solunabileceği ve daha sonra dokularda birikebileceği endişeleri vardır (85).

Mevcut kanıtlara dayanarak, aşınmanın her şeyden önce estetik bir sorun olarak görüldüğü sonucuna varılabilir. Aşınma ayrıca erken başarısızlığa ve restorasyonun değiştirilmesine yol açabilir (85).

2.5.4. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler

Günümüzde aşınma miktarını ölçmek için mekanik veya elektro optik sensörler kullanılmaktadır. Optik tarayıcı sistemleri, hem klinik deneylerde hem de in vitro deneylerde ~10 µm hassasiyete kadar aşınmayı ölçmek için kullanılabilir. Bazı araştırmacılar, ölçü ve replika üretiminden kaçınmak amacıyla ağız içi tarayıcıları kullanılır. CAD/CAM seramik veya polimer restorasyonlarının üretimi için tasarlanan bazı tarayıcılar da aşınma ölçümü için kullanılabilir, yeterince doğru sonuçlar verir ve aşınma ölçümleri için replika kullanan sistemlerle karşılaştırılabilir sonuçlar elde edebilirler (85, 102).

2.5.4.1. Klinik Çalışmalar

Klinik çalışmalar ile üretilen her materyalin aşınma davranışını incelemek, zaman alıcı, pahalı ve değişken sonuçlar veren bir yöntemdir. Materyalin üretimi ile aşınmaya olan fiziksel direncinin kabul edilebilir olduğunun kanıtlanması arasındaki süre oldukça uzundur. Araştırmacılar, restoratif materyalin cinsine bağlı olarak aşınmanın değerlendirilmesi için en az 6 ay ile 2 yıl arasında bir sürenin gerektiğini belirtmektedirler (103).

Ayrıca, klinik olarak geçerli sonuçlar elde etmek için, materyallerin aşınma davranışlarını belirlemek için çok sayıda hastada test yapılması gereklidir. Ancak, hasta takibi zorlukları nedeniyle bu yöntem pratik değildir ve ciddi etik sorunlara neden olabilir (104).

Klinik çalışmalar, genellikle iki yöntemle yürütülür: klinik skorlama sistemi ve replikasyon tekniği (104).

İlk yöntemde, aşınma veya restoratif materyal kullanımı sonrasında, eğitilmiş araştırmacılar tarafından dişler objektif bir şekilde değerlendirilerek puanlanır (104). USPHS kriterleri ve Smith & Knight Aşınma İndeksi gibi indeks sistemleri de bu yöntemle kullanılabilir. Ancak, anlamlı sonuçlar elde edebilmek için uzun süreli takip gereklidir.

USPHS (Amerika Birleşik Devletleri Halk Sağlığı Servisi) kriterleri, klinik aşınmanın tespit edilmesinde kullanılabilen bir indeks sistemidir. Bu sistem, dental aşınmanın subjektif olarak değerlendirilmesini sağlar. Aşınma sonrasında ortaya çıkan mine yüzeyleri, alfa, bravo, charlie ve delta skorları kullanılarak derecelendirilir. Bu skorlar, aşınmanın şiddetini ve mine yüzeyindeki kaybı belirlemeye yardımcı olur (105).

‘Smith & Knight Aşınma İndeksi’ en sık kullanılan indekslerden biridir ve Smith ile Knight tarafından geliştirilmiştir. Bu indekste, diş yüzeyleri dört farklı bölgeden mine ve dentin kalınlıklarına göre değerlendirilir ve buna göre bir ölçüm yapılır (106).

İkinci yöntem olan replikasyon tekniği, indirekt incelemeler için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, restorasyon materyalleri uygulandıktan sonra belirli aralıklarla hassas silikon ölçü materyalleriyle dişlerin ölçüleri alınır. Alınan ölçüler, epoksi reçine veya model alçısıyla dökülerek modeller elde edilir. Aşınmanın mekanizmasını anlamak ve oluşan yüzey değişikliklerini gözlemlemek için, modeller taramalı elektron mikroskobu yardımıyla incelenebilir. Replika modelinin oklüzal yüzünün mikroskobik çizimini yapan bir pürüzlülük test cihazı yardımıyla aşınma alanı ölçümleri yapılabilir ya da profilometre cihazıyla aşınmanın profili ölçülebilir (107).

2.5.4.2. Laboratuvar Çalışmaları

Araştırmacılar, klinik çalışmaların zaman alıcı ve maliyetli olması nedeniyle, yeni geliştirilen materyallerin klinik aşınma miktarlarını basit ve ucuz bir şekilde belirleyebilecekleri bir yöntem bulmayı amaçlamışlardır (104). Laboratuvar çalışmalarının, klinik çalışmalarla tamamen örtüşmeyebilecek sonuçlar vermesine rağmen, restoratif materyallerin aşınma mekanizmalarını anlamak ve fiziksel özelliklerini belirlemek için önemli olduğu belirtilmektedir (108). Bu nedenle, ağız içi koşullarını taklit edebilen simülatörler geliştirilerek, klinik çiğneme sürecinde meydana gelen aşınmanın mekanizmasının anlaşılması amaçlanmaktadır (103).

Dental materyalleri aşınma açısından test eden bir cihazlar aşağıda sıralanan özelliklere sahip olmalıdır:

- Kuvvet ve kuvvet impulsları tekrarlanabilir ve 20 N ile 150 N aralığında ayarlanabilir olmalıdır.

- Materyali mikro yorgunluk açısından test edebilmek için prob ucunun yanal hareketi sisteme entegre edilmelidir.

- Prob ucu ve materyal arasındaki arayüzden aşınmış parçacıkları çıkarmak için sürekli su değişimi yapılması gereklidir.

- Tüm hareketlerin bilgisayar kontrollü ve ayarlanabilir olması gereklidir (85).

Laboratuvar ortamında aşınma miktarını belirlemek için öncelikle basit pistonlu düzenekler geliştirilmiştir. Bu mekanik kurulumlar, çiğneme işlemini tam olarak taklit etmese de aşınmayı etkileyen faktörleri değerlendirme imkanı sağlar ve mühendislik alanında farklı yapay materyallerin aşınma dayanıklılıklarını test etmek için kullanılır. Ancak, pin-on-disk kurulumları ile sadece iki boyutlu aşınma taklit edilebilmekte, oysa ağız ortamında aşınma üç boyutlu gerçekleşir. Bu nedenle, daha gerçekçi sonuçlar elde etmek için yeni düzenekler tasarlanmış ve ortama ilave edilecek ara materyallerle üç boyutlu aşınma taklit edilmeye çalışılmıştır (104).

De Long ve Douglas, fizyolojik çiğnemenin taklit edildiği bir simülatör olan "yapay ağız" konseptini geliştirmişlerdir. Bu simülatör, çene hareketlerinin taklit edilebildiği ve doğal dişlerin testi için kullanılabilen bir tasarımıdır. Cihaz, dikey ve yatay hareketlere izin verir ve örneklerin temas süreleri, lateral ve dikey hareket miktarları gibi parametreler ayarlanabilir. Günümüzde kullanılan, Bionix Test Sistemi (MTS Systems, Corporation, Edon, Parairie, Minnesota, ABD) bu prensiple çalışan bir cihazdır (109).

Yıllar içinde çeşitli cihazlar, aşınma miktarının laboratuvar ortamında ölçülebilmesi için geliştirilmiştir. De Gee, 1994'te ACTA Oklüzal Aşınma Simülatörü'nü tasarlamıştır. Bu cihaz, örneklerin bulunduğu alanda farklı gıda maddelerinin kullanılmasıyla aşındırma ortamının üç boyutlu olarak hazırlanabilmesine olanak sağlar (110).

1997'de Yap ve ark., BIOMAT Aşınma Simülatörü ile deneylerini gerçekleştirmişlerdir. Bu simülasyon cihazı, çiğneme esnasında meydana gelen alt çene hareketlerini büyük bir başarıyla yeniden üretebilmektedir (14).

Yükleme biçimi, döngü sayısı ve frekansı, aşındırıcı ortam, kuvvet türü ve sürtünme hareketi gibi çeşitli faktörlere dayalı olarak çeşitli aşınma testleri bulunmaktadır. Ancak, farklı aşınma yöntemleri arasında bir değerlendirme

yapılmamıştır. Bazı enstitüler, OHSU cihazı, Alabama cihazı, Zürih cihazı ve BIOMAT simülatörü gibi kendi ekipmanlarını geliştirmişlerdir. Bristol Üniversitesi'nde, karmaşık bir yapıya sahip 6 çalıştırıcıya sahip Dento-Munch Robo-Simulatörü ortaya çıkmıştır. Bu simülatör, Stewart platformu kullanarak alt çenenin tüm hareketlerini taklit etmeye yönelik olarak tasarlanmıştır (14).

İki eksenli çiğneme simülatörü, aynı zamanda Willytec simülatörü veya Münih simülatörü olarak adlandırılır ve maliyet ve verimlilik açısından en uygun cihazlardan biri olarak kabul edilir. Son zamanlarda yapılan araştırmalarda bu cihazın kullanımına rastlanmaktadır. Bu çiğneme simülatörü, dikey direkler üzerinde bulunan ağırlıkların aşağı yönlü hareketi sırasında frenleyici motorların çalışma prensibine dayanmaktadır. Bu ekipman 2, 4 veya 8 hazneli seçeneklerle üretilebilir ve örnekler üzerinde aynı anda termal döngü de uygulayabilmektedir (74, 111).

2.5.4.2.1. Çiğneme Simülasyonunu Etkileyen Parametreler

Dental materyallerin aşınma davranışı, tekrarlanabilir sonuçlar sağlayan ve çok sayıda örneğin (antagonistler, kuronlar ve düz örnekler) hızlı bir şekilde incelenmesine izin veren in vitro araştırmalarda yetkin bir şekilde değerlendirilebilir (15, 112).

Çiğneme simülasyonu ile elde edilen sonuçların klinik sonuçları iyi şekilde taklit etmesini garanti etmek için, doğal intraoral koşullara dayalı test kurulumları gereklidir. Antagonist üzerinde 50 N'lik bir darbe kuvveti, klinik araştırmalardan aktarılmıştır (113, 114) ve bundan sonra birçok in vitro çalışmada kullanılmıştır (115, 116). Döngü sayısının karşılık geldiği klinik dönem ve materyallerin aşınma sonuçlarını etkileyebilecek aşağıdaki faktörler henüz standardize edilmemiştir:

- 1) Kuron geometrisi
- 2) Dayanak materyali
- 3) Antagonist materyal
- 4) Termal döngü sayısı ve parametreleri

2.6. Dental Restoratif Materyallerin Kırılma Dayanımı

Restorasyonların, uzun vadeli başarılı olması için en önemli kriterlerden biri kırılma dayanımıdır (117). Kuvvet uygulanan bir cismin, kırıldığı andaki gerilim

miktarı kırılma dayanımını olarak adlandırılır. Gerilim türüne bağlı olarak; basma, makaslama ve çekme dayanımı şeklinde isimlendirilir (40).

Kırılma davranışlarını inceleyen tam seramik malzemelerle ilgili çalışmalar, seramik yapıların güçlendirilmesi ve yeni seramik türlerinin ortaya çıkması konusunda önemli katkılar sağlar. Bu tür araştırmalar, tam seramik malzemelerin klinik kullanım alanlarını ve malzemenin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilecek koşullara dair bilgi sunar (40).

Seramik malzemelerin mekanik direncini ve test sonuçlarını etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bu faktörler; materyalin mikro yapısı, örnek geometrisi, testin gerçekleştirildiği ortam koşulları, numunelerin depolama şartları ve termal döngüler olarak sıralanabilir. Bu bağlamda, dayanıklılık değeri, materyalin yapısal bir niteliği olarak değil, test koşullarından etkilenen bir özellik olarak ele alınmalıdır (118).

Tam seramik restorasyon örneklerine uygulanacak kırılma testlerinin, dişlerin anatomik yapılarına uyumlu şekilde hazırlanması, bu malzemelerin ağız içindeki performansının daha iyi anlaşılmasına katkı sağlar. Çiğneme esnasında dişler, genellikle baskı kuvvetlerine tabi tutulur. Bu nedenle, materyallerin çiğneme sırasındaki kırılma dayanımının baskı kuvvetlerine karşı oldukça önemli olduğu bilinmektedir. İn vitro ortamda gerçekleştirilen baskı dayanımı testlerinde, kuvvetin restorasyonun oklüzal yüzeyine veya insizal kenarına uygulanması gereklidir (119).

Kırılma dayanımını ölçen test ekipmanlarında, kuvvet restorasyonun uzun eksenine ya dik yönde ya da açılı olarak uygulanabilir. Bu cihazlar, incelenen numuneye kuvvet uygular ve kırılma anındaki gerilimi kaydetmektedir (119).

2.7. Dental Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, restoratif materyallerin uzun dönem başarısını belirlemede kullanılan en önemli kriterlerden biri olarak değerlendirilmektedir. Restorasyonların pürüzsüz bir yüzeye sahip olması; plak tutulumunun düşük olması, hasta konforu ve estetik açısından önemlidir (120). Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin yükselmesi ile plak tutulumu artar. Buna bağlı; çürükler, gingival irritasyon, lekelenme ve restorasyonun daha hızlı aşınması gibi olumsuz sonuçlara sebep olmaktadır. İdeal bir restoratif materyal, ağız ortamında pürüzsüzlüğünü uzun yıllar koruyabilmelidir (121).

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde optik ve mekanik profilometreler, taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılabilir (122).

2.7.1. Dental Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğünün Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler

2.7.1.1. Mekanik Profilometreler

Mekanik profilometreler, ölçüm gerçekleştirilen numune yüzeyi üzerinde lineer ve sabit bir aralıkta, belirli boyutlara sahip bir elmas uç kullanarak iki boyutlu ölçümler yapmak için kullanılır. Ölçüm sırasında elmas uç, yüzeyle doğrudan temas halindedir. Sensörün hareketi X eksenine üzerindedir; dikey eksenindeki yükseklik değişimleri cihaz tarafından hesaplanır (123). Mekanik profilometrelerdeki sensörler, örnek yüzeyini elmas uç yardımıyla ~20-50 µm çözünürlük ile tararlar (124).

2.7.1.2. Optik Profilometreler

Optik profilometreler, örnek yüzeyinin optik ışınla taranarak 3B ölçüm yapılmasında kullanılmaktadır. Yüzey ile direkt mekanik bir temas bulunmaz. Cihaz, örnek yüzeyde belirlenen referans noktalar arasında ölçüm yapmaktadır. Optik profilometreler aracılığı ile örneğin yüzey topografisi 3B olarak değerlendirilebilir. Bu cihazların, mekanik profilometreler ile kıyaslandığında; daha hızlı ölçüm yapması, daha yüksek çözünürlük göstermesi ve incelenen yüzeyde deformasyona sebep olmaması gibi avantajları bulunmaktadır (125).

2.8. Dental Restoratif Materyallerin Sertliği

Sertlik, bir malzemeye sert bir nesnenin ne kadar nüfuz ettiği ile ölçülen bir özelliktir. Düşük değerler, yumuşak malzemeleri temsil ederken, yüksek değerler sert malzemeleri gösterir (126).

2.8.1. Dental Restoratif Materyallerin Sertliğinin Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler

Malzemelerin sertliğini ölçebilmek amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler:

- Brinell
- Rockwell

- Knoop
- Vickers sertlik testleridir (126).

Hangi testin uygulanacağına, incelenecek malzemenin yapısına bağlı olarak karar verilir. Malzemelerin makro sertlik değerlerini ölçmek için; Brinell ve Rockwell gibi nispeten basit ve hızlı yöntemler tercih edilebilir. Fakat makro sertlik ölçümleri, malzemeler ince mikro yapıya sahip olduklarında değişkenlik gösterdiğinden, yüzey özelliklerini tam anlamıyla yansıtmayabilir (40). Bu bağlamda, Knoop ve Vickers gibi mikro sertlik deneyleri yapılması gerekir. Mikro sertlik ölçümleri; belirli bir süre boyunca, test edilen malzemenin yüzeyine mikro elmas uçlu bir kuvvet uygulanarak yük altında gerçekleştirilir. Yük ortadan kalktığında, oluşan izlerin boyutları bir mikroskop kullanılarak ölçülür (127).

2.8.1.1. Brinell Sertlik Testi

Metal sertliğinin tespitinde kullanılan en eski yöntemdir. Bu sertlik testinde, ölçüm aygıtı aracılığıyla materyalin yüzeyine, belirli bir çapta dairesel kesitli bir bilye yardımıyla bir süreliğe kuvvet uygulanır ve oluşan izin çapı ölçülür (126).

2.8.1.2. Rockwell Sertlik Testi

Rockwell sertlik ölçümü, konik veya küresel şekilli bir uçla, belirli bir kuvvet altında bir malzeme üzerinde meydana gelen izin derinliğine dayanarak hesaplanan bir sertlik değeridir (126).

2.8.1.3. Knoop Sertlik Testi

Knoop sertlik testinde, geometrik bir şekil oluşturan elmas bir uç kullanılır. Materyal yüzeyinde meydana gelen çökme, elmas/romboid şeklindedir. Bu noktada, gerçek çökme alanının yerine, en büyük çökme derinliği uygulanan yük ile bölünerek Knoop Sertlik Değeri (KHN) hesaplanır (128).

2.8.1.4. Vickers Sertlik Testi

Sertlik ölçümü yapılacak malzeme üzerine, 136° tepe açısına sahip kare tabanlı piramidal elmas uç ile 1 ila 100 kg arasında kuvvet uygulanarak bir iz oluşturulur. İz bırakan yük çıkarıldıktan sonra, dörtgen şeklin köşegen uzunlukları ölçülür.

Bu metotta kullanılacak kuvvet, ölçülecek sertlik değerine sahip malzemenin ebatlarına ve türüne göre ayarlanır. Genellikle 10-30 ve 50 kg yükleme güçleri tercih

edilir. Test yükünün uygulanma süresi tipik olarak 10-15 saniye civarındadır. Malzemenin türüne bağlı olarak bu süre artırılabilir (129). Örnek yüzeyine uygulanan yükün kaldırılmasının ardından oluşan iz, metal metal mikroskopuyla ölçüm ekranına aktarılır. Ölçme ekranındaki hareketli cetvel kullanılarak izin köşegen uzunlukları (d_1 , d_2) ölçülüp ortalaması hesaplanır: $d = (d_1 + d_2)/2$ İz alanı belirlendikten sonra, Vickers sertliği numarası (VHN) şu formül ile elde edilir:

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

HV: Vickers sertlik, kg/mm^2

P: Yükleme kuvveti

d: Çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, μm (129).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, farklı kimyasal yapıya sahip monolitik CAD/CAM materyallerinden üretilen 16 numara molar kuronların aşınma ve kırılma dayanımları in vitro olarak değerlendirildi. Bunun için, reçine nano seramik (GC Cerasmart, Tokyo, Japonya), polimer infiltre seramik (Vita Enamic, Bad Sackingen, Almanya), lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (GC Initial LRF, Tokyo, Japonya) ve monolitik zirkonya (Zirkonzahn Zirconia Prettau Blok, Taufers, İtalya) CAD/CAM bloklarından 4 farklı grup oluşturuldu. Power analizi göz önünde bulundurularak, her grupta 10'ar adet kuron restorasyonu hazırlandı. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları Tablo 3-1'de, gösterilmiştir. Materyallerin aşınma ve kırılma dayanımlarını karşılaştırmak için sırasıyla;

- Kuron protezleri için kullanılacak dayanakların üretilmesi,
- Dayanakların deney cihazlarına yerleştirilebilmesi için otopolimerizan akrilik reçine içine sabitlenmesi,
- Monolitik kuron restorasyonlarının CAD/CAM ile üretilmesi,
- Kuron protezlerinin cilalanması,
- Kuron protezlerinin dayanaklara simantasyon düzeneği yardımıyla ve dual-cure reçine siman (3M ESPE, RelyX U200 adeziv siman) kullanılarak simante edilmesi,
- Aşınma deneyi öncesi örneklerin üç boyutlu tarayıcı ile (Solutionix C500, Solutionix Inc, Seoul, Güney Kore) taranması,
- Örneklerin dual akslı bir çiğneme simülatörüne (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4, Willytech, Münih, Almanya) yerleştirilerek termomekanik olarak yüklenmesi, termomekanik yükleme sonrası örneklerin üç boyutlu olarak tekrar taranması,
- Yükleme öncesi ve sonrası tarama verilerinin Geomagic Control X (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) yazılımı ile üç boyutlu olarak karşılaştırılması ve hacim kaybı hesaplarının yapılması,

- Termomekanik yükleme sonrası Surtronic 25 yüzey pürüzlülük test cihazı (Surtronic 25, Taylor Hobson, Leicester, İngiltere) ile pürüzlülük ölçümlerinin yapılması,
- Instron universal test cihazı ile kırma deneyinin yapılması,
- Materyallerin Vickers sertlik değerlerinin kayıt altına alınması ve
- İstatistiksel değerlendirme aşamaları gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan cihazlar Tablo 3-2’de ve tez çalışmasının iş akışı Şekil 3-1’de gösterilmiştir.

Bu çalışmada; dayanakların hazırlanması, monolitik restorasyonların üretimi ve cilalama prosedürlerinin uygulanması ArmaEra Dental Laboratuvarı’nda; çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrası örneklerin 3B olarak taranması ve hacim kayıplarının hesaplanması Mayıs Tasarım’da; deney gruplarının oluşturulması, çiğneme simülasyonunda aşınma deneyinin yapılması, aşınma sonrası pürüzlülük değerlerinin belirlenmesi ve kırma deneyinin yapılması ve Vickers sertlik değerlerinin belirlenmesi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı’nda gerçekleştirilmiştir.

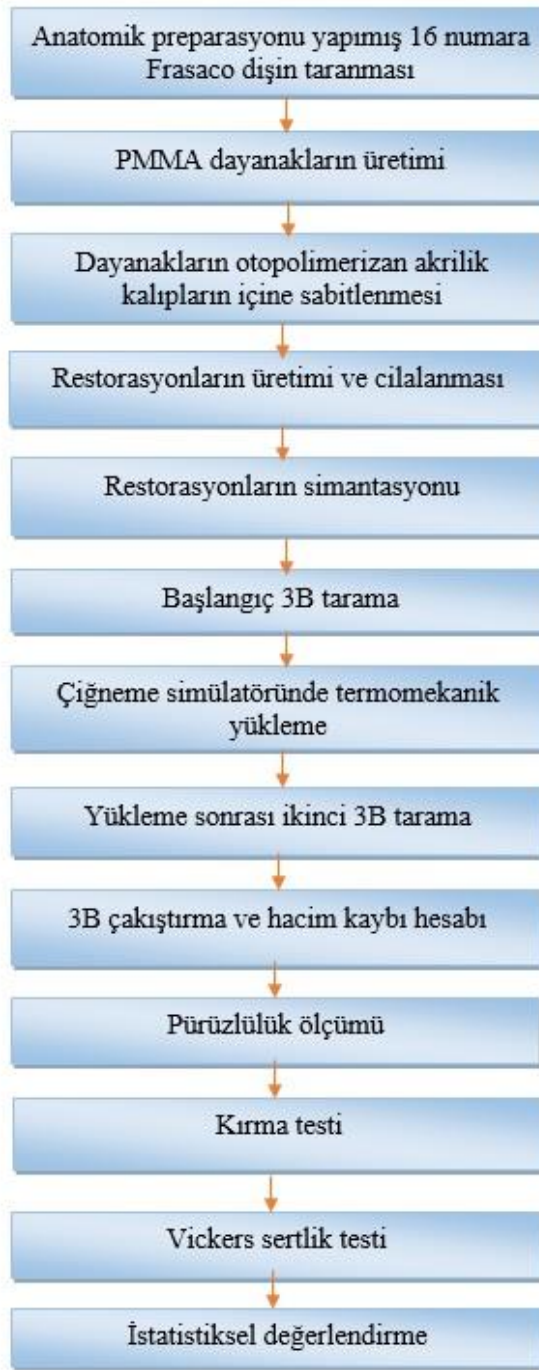
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları

Materyal	Üretici Firma	Materyal Tipi	İçerik
Cerasmart Blok	GC Corporation Tokyo, Japonya	Reçine nano seramik	Reçine matriks: Bis-MEPP, UDMA, DMA (%29) (ağırlık) İnorganik doldurucular: silika (20 nm), baryum cam (300nm) (%71)
Initial LRF Blok	GC Corporation Tokyo, Japonya	Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik	Kristalin faz %70 – 80 (hacim) (1.5 – 3 µm lösit kristalleri) Feldspatik seramik
Vita Enamic Blok	Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya	Polimer infiltre seramik	İnorganik seramik matriks (%86) (ağırlık): SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, Zr ₂ O, Ca ₂ O. (alüminyum oksit ile zenginleştirilmiş feldspatik seramik) Organik reçine matriks (%14): UDMA, TEDGMA
Zirkonya Prettau Blok	Zirkonzahn, Taufers, İtalya	Monolitik zirkonya	%4–6 Y ₂ O ₃ , <%1 Al ₂ O ₃ , maks. %0,02 SiO ₂ , maks. %0,01 Fe ₂ O ₃ , maks. %0,04 Na ₂ O

Bis-MEPP: bisphenole A ethoxylate dimethacrylate; UDMA: ürethan dimetakrilat; DMA: dimethacrylate; nm: nanometre; µm: mikrometre; TEDGMA: Trietilen glikol dimetakrilat; maks: maksimum.

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar

Ürün İsmi	Üretici Firma	Cihaz Tipi
CEREC Connect	Sirona Dental Systems, Charlotte, ABD	Extraoral tarayıcı
Redon Hybrid	Redon Technology, İstanbul, Türkiye	Frezeleme ünitesi
Cerec MC XL	Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya	Frezeleme ünitesi
Solutionix C500 3D Scanner	Solutionix Inc, South Kore	3B optik tarayıcı
SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4	SD Mechatronik, Willytech, Münih, Almanya	Dual akslı çiğneme simülatörü
Taylor Hobson Surtronic 25	Taylor Hobson, Leicester, İngiltere	Yüzey pürüzlülük test cihazı
Instron Universal Test Cihazı	Instron Ltd., Bucks., İngiltere	Universal test cihazı
Geomagic Studio X	Geomagic 3D Systems Inc., Rock Hill, ABD	3B yazılım
Noblesse Işık Cihazı	Noblesse, Max Dental, ABD	LED ışık cihazı
Renfert Basic Classic	Renfert, Hilzingen, Almanya	Kumlama cihazı
Innova Test Machine	Buehler, Lake Bluff, Illinois, ABD	Vickers sertlik ölçüm cihazı



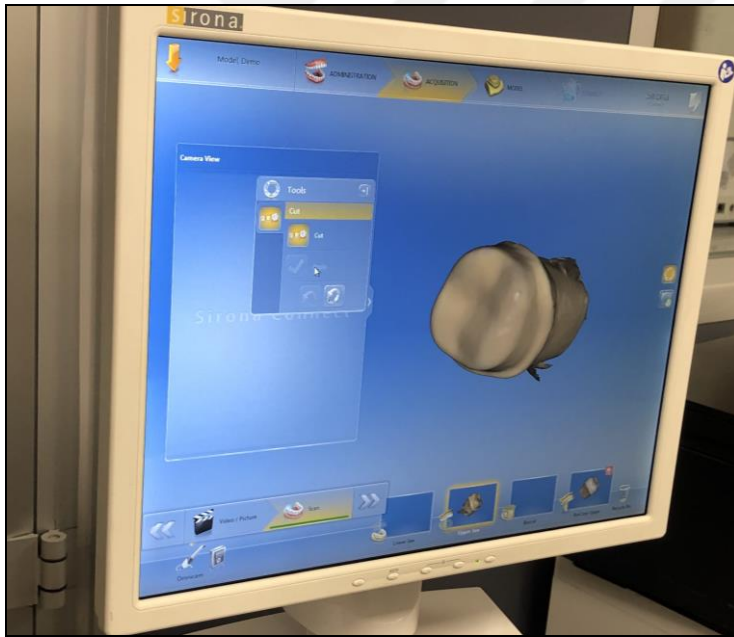
Şekil 3-1: Tez çalışmasının iş akış şeması

3.1. Çalışma Örneklerinin Hazırlanması

3.1.1. Dayanakların Üretimi

Çalışma örnekleri için; tam seramik kuron restorasyonuna uygun anatomik preparasyonu yapılmış olan akrilik 16 numara molar fantom diş kullanıldı (1,2 mm derinliğinde basamak bitimi, iç açısı yuvarlatılmış 90 derece, 1,5-2 mm derinlikte oklüzal redüksiyon, 1,5 mm derinlikte aksiyel preparasyon, 10 derecelik taper açısıyla), (Frasaco GmbH, Almanya). Standardizasyonu sağlamak için, örnek akrilik fantom diş ‘CEREC Connect (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)’ ile tarandı ve .stl dosya formatında kaydedildi (Şekil 3-2).

Taranan akrilik diş modelinden, ‘Redon Hybrid (Redon Technology, İstanbul, Türkiye)’ freze cihazında polimetil metakrilat (PMMA) materyalinden 40 tane dayanak diş üretildi (Şekil 3-3), (Şekil 3-4).



Şekil 3-2: CEREC Connect (Sirona Dental Systems) ile Frasco dişin taranması



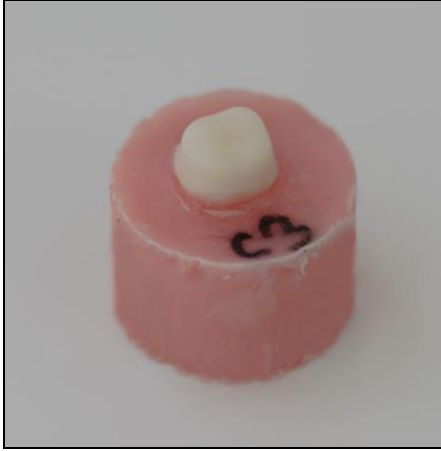
Şekil 3-3: PMMA materyalinden üretilen dayanak diş görüntüsü



Şekil 3-4: Redon Hybrid kazıma ünitesi

3.1.2. Dayanakların Akrilik Kalıplara Sabitlenmesi

Hazırlanan PMMA dayanaklar, çiğneme simülatörüne ve kırma testi cihazına yerleştirilebilmesi için, uzun eksenleri yer düzlemine dik ve mine/segment çizgisinin 2 mm altına denk gelecek şekilde, 20 mm yüksekliğinde ve 25 mm çapında bir metal kalıp yardımıyla otopolimerizan akrilik reçine (Takilon, Beyoğlu, İstanbul, soğuk akrilik) içine sabitlendi (Şekil 3-5).



Şekil 3-5: Dayanakların otopolimerizan akrilik kalıplara sabitlenmesi

3.1.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

3.1.3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Blokları

Çalışmada farklı içeriğe sahip monolitik materyallerin aşınma ve kırılma dayanımlarını karşılaştırmak amacıyla, hibrit seramik (GC Cerasmart), lösit ile güçlendirilmiş seramik (GC Initial), tam anatomik işlenebilen ya da tabaklama yapılabilen zirkonya (Zirkonzahn Prettau Zirkonya) ve polimer infiltre seramik (Vita Enamic) bloklardan kuron restorasyonları üretildi (Tablo 1).

Power analizi değerlendirmesi dikkate alınarak, 10'ar tane örnek içeren 4 farklı grup meydana getirildi. Herbir örnek, önce ait olduğu grubun harfi sonrasında da sayı numarası yazılarak adlandırıldı.

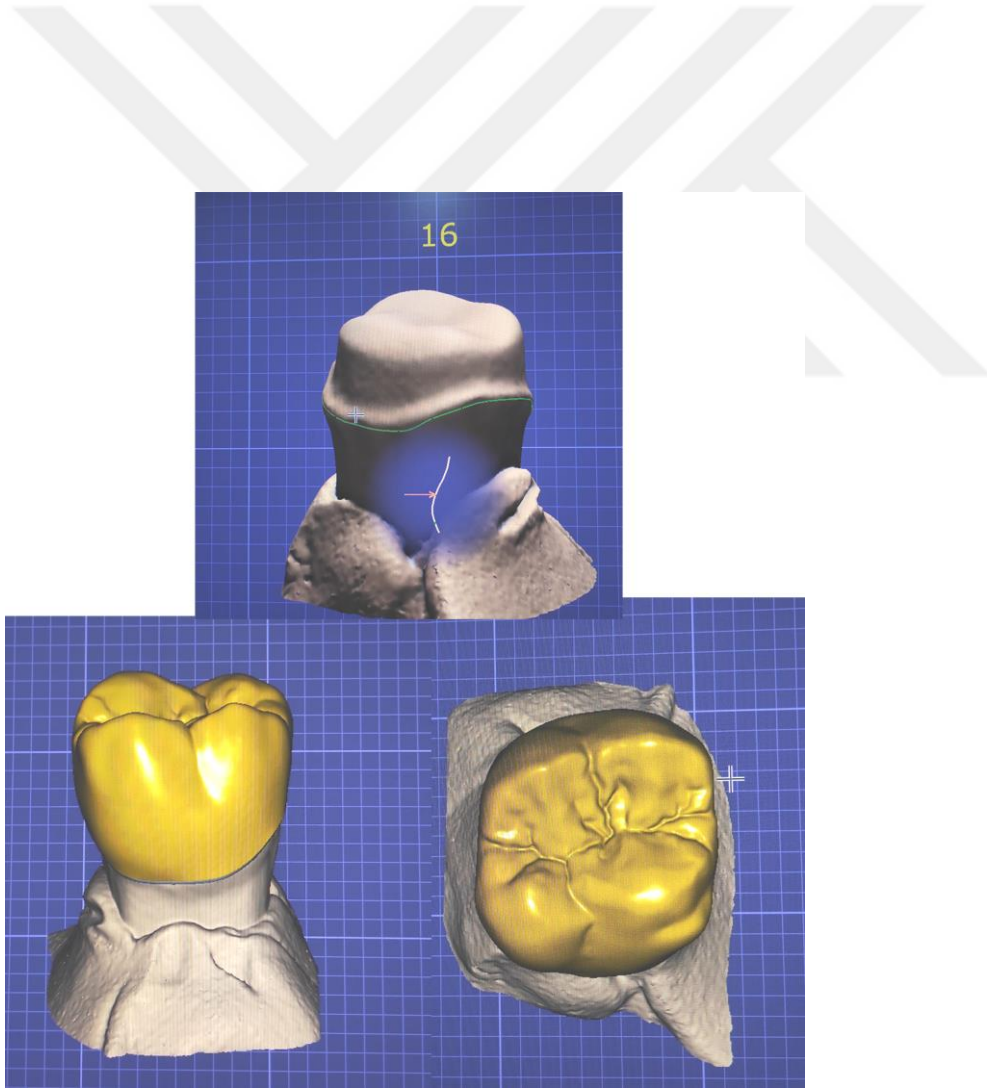
Gruplar:

1. Monolitik Zirkonya (Zirkonzahn Prettau) Grubu (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7, P8, P9, P10)
2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik (GC Initial LRF) Grubu (I1, I2, I3, I4, I5, I6, I7, I8, I9, I10)
3. Polimer İnfiltre Seramik (Vita Enamic) Grubu (E1, E2, E3, E4, E5, E6, E7, E8, E9, E10)

4. Reçine Nano Seramik (GC Cerasmart) Grubu (C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7, C8, C9, C10)

3.1.4. Restorasyonların Tasarlanması

Stl. dosya formatında kaydedilen dayanak dosyası 'Exocad' yazılımına aktarıldı. Dijital ortamda üretilecek restorasyonların üç boyutlu anatomik tasarımı yapıldı (Şekil 3-6). Oklüzal kalınlığı 2 mm, aksiyel duvar kalınlıkları 1,5 mm, basamak genişliği 1,2 mm ve siman aralığı değeri 0,05 mm olan bir tam kuron tasarımı yapıldı. Restorasyon tasarımı tamamlandıktan sonra tasarım dosyası, CAM ünitesinde üretimini sağlayacak formata dönüştürüldü.



Şekil 3-6: Restorasyonun Exocad programında tasarlanması

3.1.5. Restorasyonların Üretimi

Restorasyonun tasarım süreci tamamlandıktan sonra, üretim aşamasına geçiş yapıldı. Tasarımı yapılmış olan restorasyonun; cihazın dijital ekranından blok içindeki pozisyonu, kullanılacak blok tipi ve tij konumu seçildi. Otomatik su soğutması altında frezeleme basamağı gerçekleştirildi. Her grupta aynı tasarım kullanılarak restorasyonların üretiminde standardizasyon sağlandı. GC Cerasmart, GC Initial ve Vita Enamic örneklerinin, bloktan frezeleme ile üretimi 'Cerec MC XL (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)' ünitesinde; Prettau örneklerin, diskten freze ile üretimi 'Redon Hybrid' cihazında gerçekleştirildi (Şekil 3-4), (Şekil 3-7). Prettau kuronlar; üreticinin talimatlarına uygun şekilde, sinterleme fırını yardımıyla (Zirkonofen 600, Zirkonzahn, 1500°C de, 8 saat süre) sinterizasyon aşaması tamamlandı.



Şekil 3-7: Cerec MC XL cihazında kazıma işlemi

3.1.6. Örneklerin Cilalanması

Üretimi tamamlanan CAD/CAM monolitik kuronlara (GC Initial LRF, Tokyo, Japonya; GC Cerasmart, GC Corporation, Tokyo, Japonya; Zirkonzahn Prettau, Zirkonzahn, Taufers, Italy; Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) üretici firmanın önerdiği şekilde Eve marka cila frezleri (Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya)) (Şekil 3-8) ile üç aşamalı mekanik cila (grob, medium, fine) yapıldı.



Şekil 3-8: EVE cila frezleri (Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya)

3.1.7. Örneklerin Simantasyonu

Simantasyon için dual-cure siman kullanıldı (RelyX U200 Reçine Siman, 3M ESPE) (Şekil 3-11). Örneklerin simantasyonları üreticinin talimatlarına uygun şekilde gerçekleştirildi.

Monolitik zirkonya (Zirkonzahn Prettau) bloktan üretilen restorasyonların iç yüzeyinin kumlanması 'Renfert Basic Classic (Renfert, Almanya)' kullanıldı. Kumlama üretici firmanın talimatları doğrultusunda (110 µm; 3,5 bar) gerçekleştirildi. Kumlama işleminden sonra, numunelerin iç yüzeyleri 15 saniye süreyle yıkanarak temizlendi ve basınçlı hava kullanılarak kurutuldu.

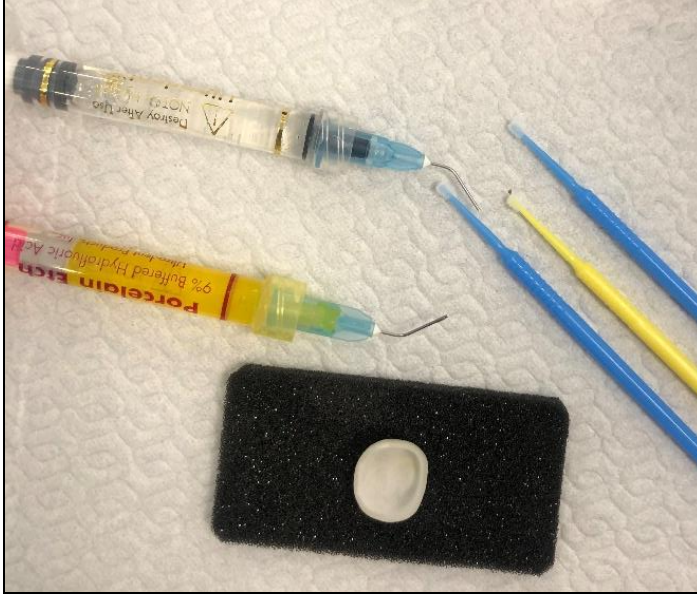
Lösit ile güçlendirilmiş seramik (GC Initial LRF), polimer infiltre seramik (Vita Enamic), reçine nano seramik (GC Cerasmart) ve restorasyonların iç yüzeyine, 60 saniye hidroflorik asit uygulandı. Bu işlemde %5'lik hidroflorik asit içeren 'Ultradent Ceramic Etch (Ultradent)' kullanıldı. Hidroflorik asit restorasyonların iç yüzeyine uygulanırken, cilalı yüzeylere ve restorasyon kenarlarına temas etmemesi sağlandı. Daha sonra 60 saniye basınçlı su ile durulandı ve 5 saniye süreyle basınçlı hava kullanarak kurutuldu. Kurutma işleminden sonra kuronların iç yüzeylerine mikrofırça kullanarak ince bir tabaka 'Ultradent silan (Ultradent®, South Jordan, ABD)' uygulandı. Silan içerisindeki alkolün buharlaşması için 60 saniye bekletildi. Ardından 5 saniye boyunca basınçlı hava spreyi ile kurutma işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3-12).

Monolitik kuron restorasyonlarının, simantasyon için yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra, Scotchbond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul MN, ABD) (Şekil 3-13) bonding ajanı, mikro fırça yardımıyla, olabildiğince ince bir tabaka halinde dayanak yüzeylerine sürüldü. Ardından, bonding ajanı dayanakların üzerinde 20 saniye boyunca beklemeye alındı, daha sonra 5 saniye hava ile inceltip, 10 saniye süreyle 420-490 nm dalga boyunda, 1200 mW/ cm² yoğunlukta, Noblesse (Beyond Technology Co., Ltd., Seul, Güney Kore) marka LED ışık kaynağıyla polimerize edildi (Şekil 3-14).

Örneklerin simantasyonunda, sabit yük uygulanabilmesi için statik kuvvet uygulanmasını sağlayan bir düzenek kullanıldı (Şekil 3-15). Uygulanan kuvvet (50 N ($\approx$ 5 kg)) miktarı, diş hekimlerinin simantasyon esnasında uyguladığı parmak basıncının değerlendirdiği çalışmalar dikkate alınarak kararlaştırılmıştır(130). Siman uygulanan kuron restorasyonu ve dayanak, ağırlık düzeneğinde sabitlendi. Üretici firmanın yönergelerine uygun olarak 1-2 saniyelik ışıkla polimerizasyon gerçekleştirildi ve fazla simanlar temizlendi. Restorasyonun her yüzeyine, Noblesse LED ışık cihazı (Beyond Technology Co., Ltd., Seul, Güney Kore) kullanılarak 20 saniye süreyle ışık uygulaması yapıldı (Şekil 3-16). Simantasyon işleminden sonra tüm örnekler, dual-cure reçine simanın polimerizasyonunun tamamlanması ve hidrasyonunun sağlanması amacıyla 5 gün süreyle 37°C distile su içerisinde bekletildi. Şekil 3-17’te simantasyonu tamamlanmış bir örneğin görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 3-9: 3M ESPE, RelyX U200 adeziv siman



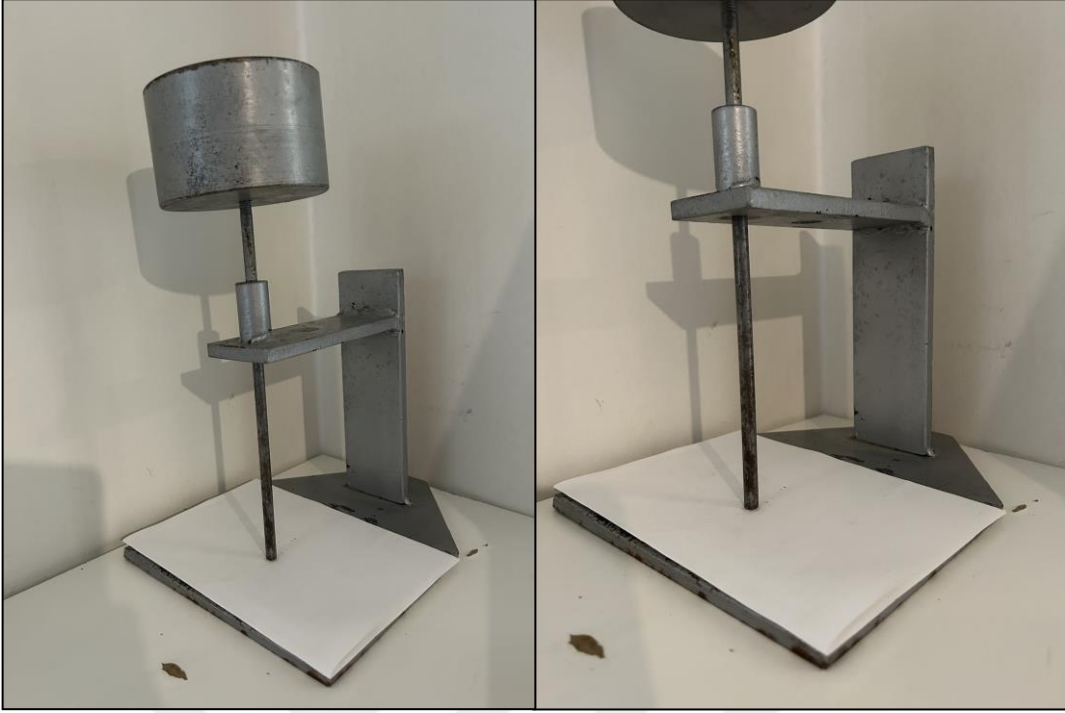
Şekil 3-10: Restorasyonun iç yüzeyine hidroflorik asit ve silan uygulanması



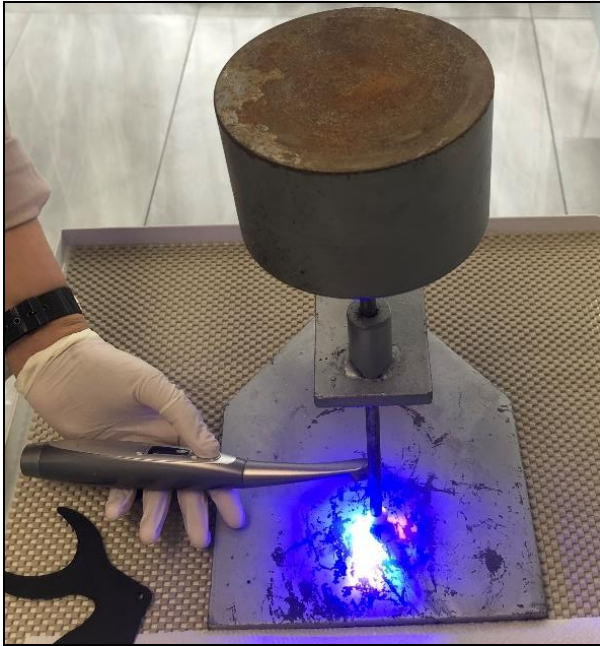
Şekil 3-11: 3M ESPE, Scotchbond Universal Bonding



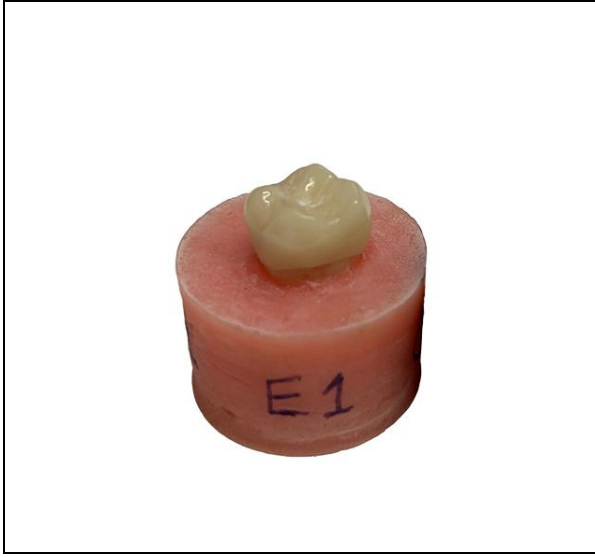
Şekil 3-12: Noblesse LED ışık cihazı (Beyond Technology Co., Ltd., Seul, Güney Kore)



Şekil 3-13: 50N (~ 5 kg) statik yük uygulayan simantasyon düzeneği



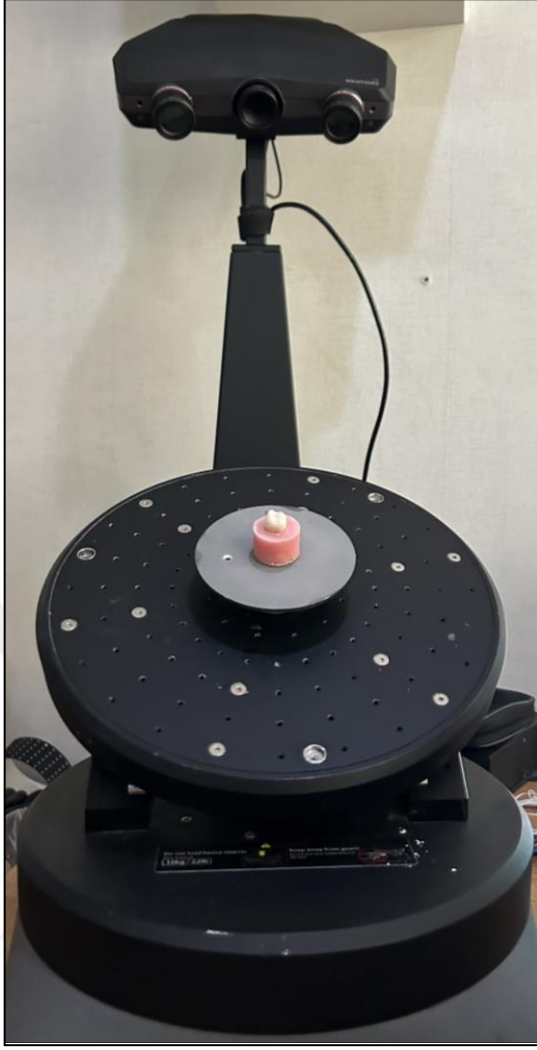
Şekil 3-14: Simantasyon düzeneğine yerleştirilen örneklerin ışıkla polimerizasyonu



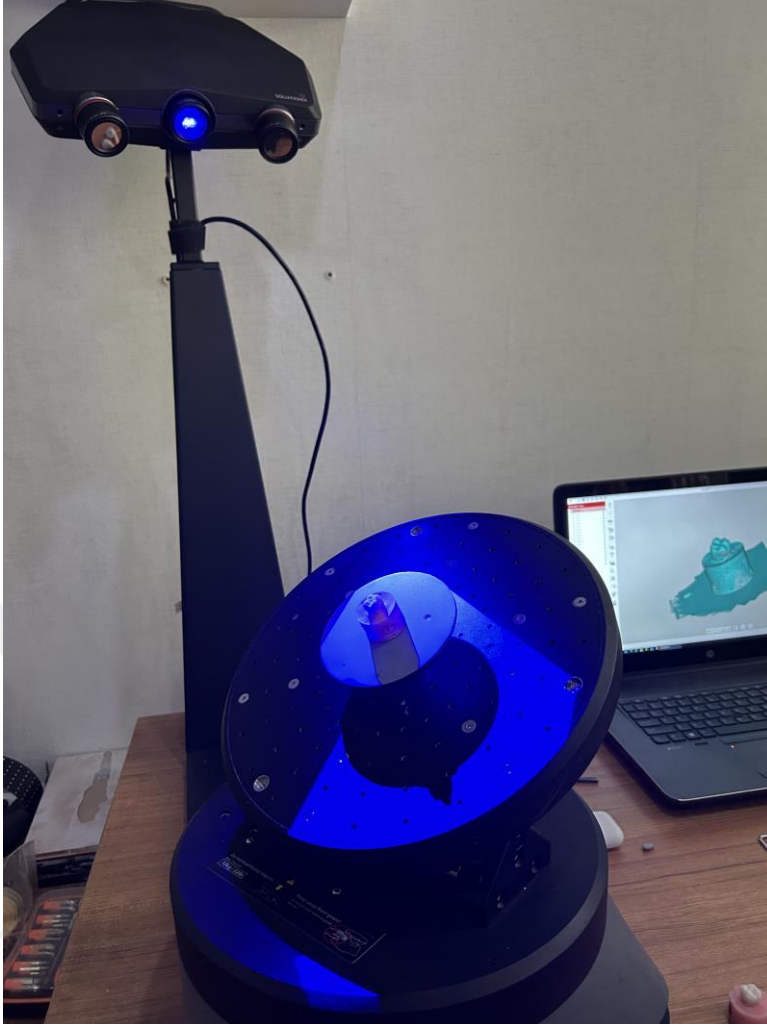
Şekil 3-15: Simantasyon sonrası örnek görüntüsü

3.2. Aşınma Deneyi Öncesi Örneklerin 3B Tarayıcı ile Kayıt Altına Alınması

Dayanak dişlere simante edilmiş ve akrilik bloklara gömülmüş deney örnekleri, çiğneme deneyi öncesi $\sim 3 \mu\text{m}$ tarama hassasiyetine sahip üç boyutlu tarayıcı ile (Solutionix C500, Solutionix Inc, Seoul, Güney Kore) tarandı ve veriler kayıt altına alındı. Şekil 3-19’da test edilen örneğin tarama cihazına yerleştirilmiş hali ve Şekil 3-20’de cihazın tarama yaptığı esnadaki görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 3-16: Örneklerin Solutionix C500 (Solutionix Inc, Güney Kore) üç boyutlu tarama cihazına yerleştirilmesi



Şekil 3-17: Örneklerin üç boyutlu olarak taranması

3.3. Aşınma (Termomekanik Yükleme) Testinin Uygulanması

Çalışmamızda 4 farklı gruba ait toplamda 40 adet örnek, dual akslı çiğneme simülatörü aracılığı ile termomekanik yükleme testi uygulandı. Ağız içinde 1 yıllık yaşlanmaya denk gelecek şekilde (50 N mekanik yük altında, 1.1 Hz hızında, 200.000 siklus, 5°-55°C arası değişen termal siklus ile) termomekanik yükleme testi gerçekleştirildi (Tablo 3-3).

Çiğneme simülasyonu, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nin Araştırma Laboratuvarında yapıldı. İki eksenli, çiğneme simülatörü olan SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4 (Willytech, Münih, Almanya) bilgisayarla entegre olarak çalışır ve konumlandırılan örnekler üzerine hem dikey hem de yatay yönde kuvvet uygulayabilen bir aygıttır. Cihazda, örneklerin yerleştirildiği 4 adet tutucu

ve bu tutucuları içinde bulunduran sıvı hazneleri bulunmaktadır. Cihaz, alt ve üst bölüm olarak 2 kısımdan oluşmaktadır (Şekil 3-21), (Şekil 3-22).

Kuron örneklerinin aşındırılmasında, 2 mm çapında paslanmaz çelik uçlar antagonist materyal olarak kullanılmıştır. Paslanmaz çelik kullanılması kararının temel sebebi, antagonist materyal üzerinde oluşabilecek aşınmaları ortadan kaldırmak ve çalışmanın nemli ortamda gerçekleştirilmesinden kaynaklanan sorunları en aza indirmektir. Bu araştırmada, sadece deney örneklerinde meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Deney esnasında, ağız ortamını daha iyi simüle edebilmek adına, distile su ile sıcaklık döngüsü sürekli devam etmiştir. Örneklerin bulunduğu cam kabın döngüsü, sırayla: 60 saniye sıcak su, 60 saniye kuru ortam, 60 saniye soğuk su, 60 saniye kuru ortam şeklinde, 1 dakikalık periyotlarla gerçekleştirilmiştir. Sıcaklık değeri 5° ile 55°C arasında değiştirilmiştir. Seçilen örnek materyallerin ağız içinde yaşadıkları değişimlerin değerlendirilebilmesi amacıyla, çiğneme döngüsü sayısı 1 yıllık doğal çiğneme sürecine eşdeğer olacak şekilde 200.000 olarak belirlenmiştir. Simülatörün çiğneme hızı 1,1 Hz olarak ayarlanmıştır. 50 N sabit basınç, çiğneme ucunun deney örneğiyle temasından, yanıl kaymanın tamamlanmasına kadar olan mesafe boyunca uygulanmıştır. Deney örneklerinin çiğneme simülatörü cihazına yerleştirilmiş hali Şekil 3-23'te gösterilmektedir.

Tablo 3-3: Çiğneme simülatöründe kullanılan ayarlar

Termal döngü	5-55 °C
Dikey hareket	3.0 mm
Lateral hareket	2.0 mm
Yükselme hızı	60 mm/s
Alçalma hızı	40 mm/s
Yük	5 kg
Döngü sıklığı	1,1 Hz



Şekil 3-18: Dual-akslı çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4, Willytech, Münih, Almanya)



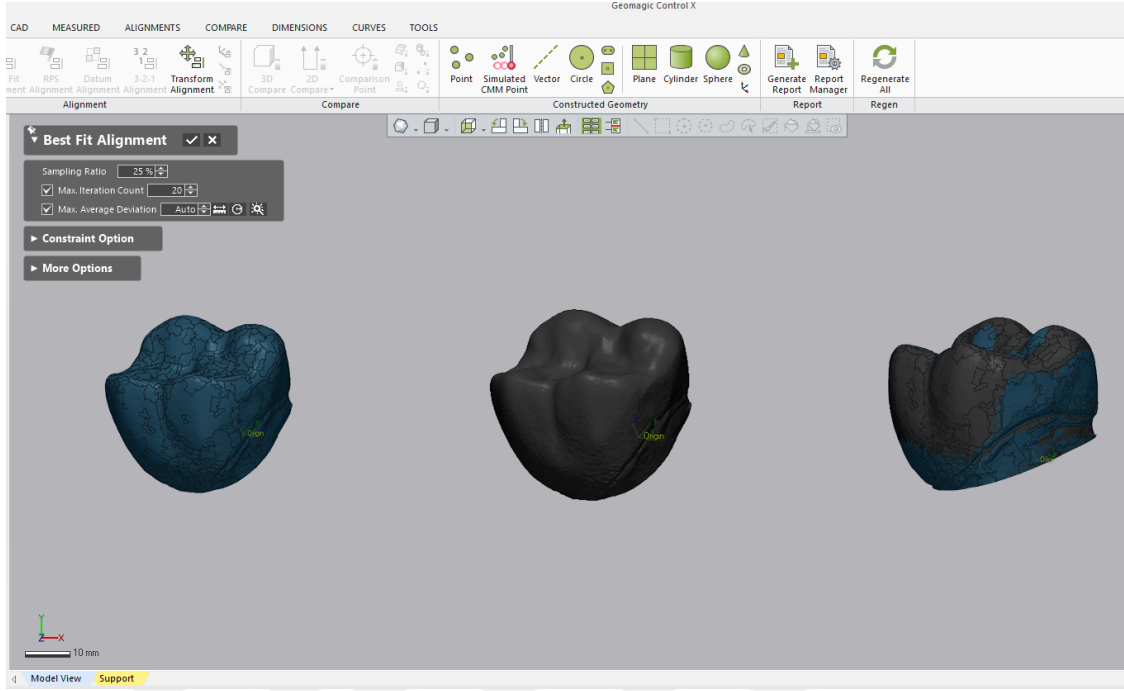
Şekil 3-19: Çiğneme simülatörü kontrol ekranı



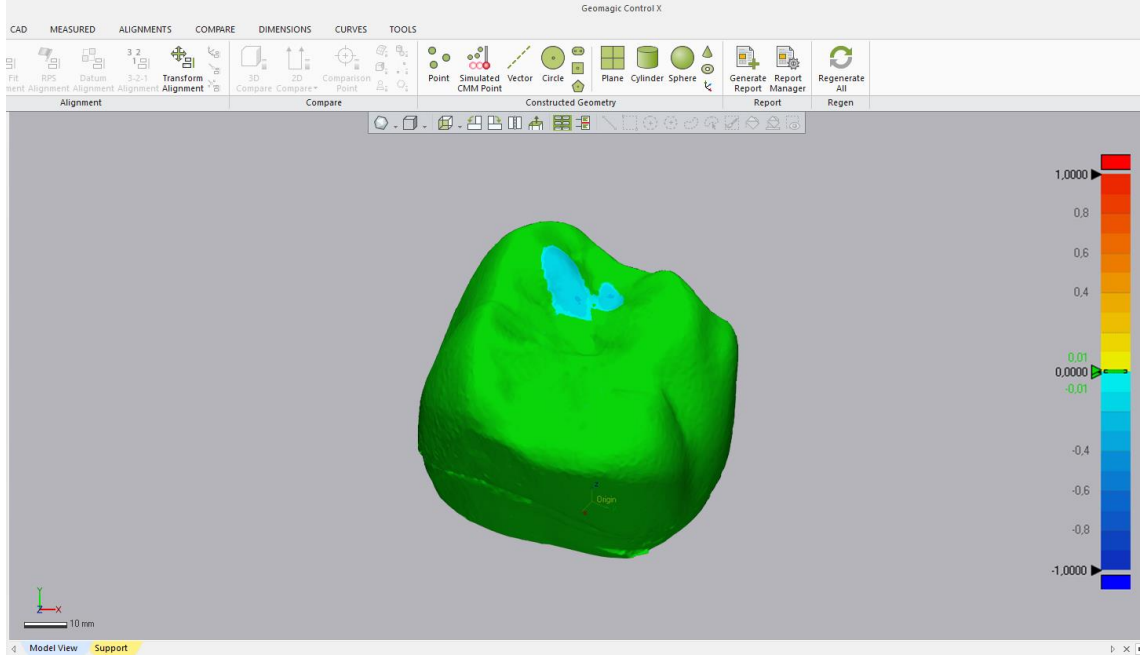
Şekil 3-20: Deney örneklerinin çiğneme simülatöründe konumlandırılması

3.4. Aşınma Testi Sonrası Görüntülerin 3B Taranması ve Çakıştırılması

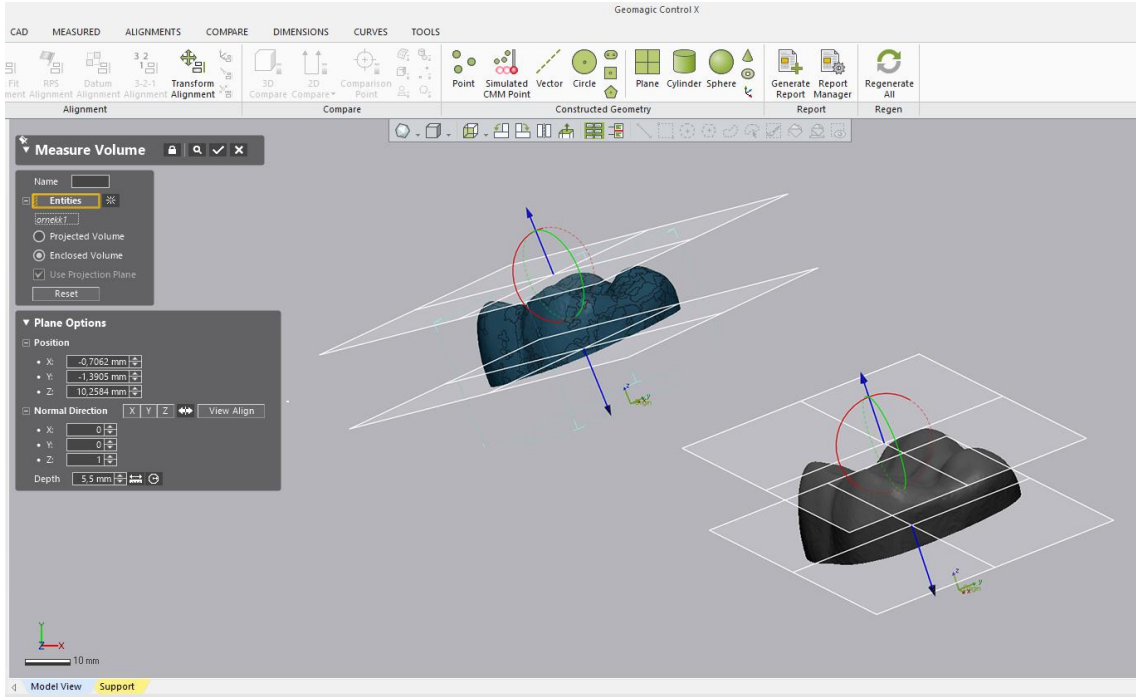
Çiğneme simülatöründe aşınma testini tamamlayan örneklerin yüzeyleri basınçlı buhar ile temizlendikten sonra aşınma miktarlarının değerlendirilmesi amacıyla tekrar üç boyutlu taramaları gerçekleştirildi. Örneklerin, çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrası üç boyutlu verileri ‘Geomagic Control X (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD)’ yazılımı ile çakıştırıldı ve karşılaştırıldı (Şekil 3-24), (Şekil 3-25), (Şekil 3-28), (Şekil 3-29), (Şekil 3-32), (Şekil 3-33), (Şekil 3-36), (Şekil 3-37). Örneklerin aşınma öncesi ve sonrası görüntüleri programda aynı yerden trimlendi ve hacimsel hesaplamaları yapıldı (Şekil 3-26), (Şekil 3-27), (Şekil 3-30), (Şekil 3-31), (Şekil 3-34), (Şekil 3-35), (Şekil 3-38), (Şekil 3-39). Aşınma öncesi hacim değerinden aşınma sonrası hacim çıkarılarak hacim kaybı miktarı hesaplanarak kayıt altına alındı.



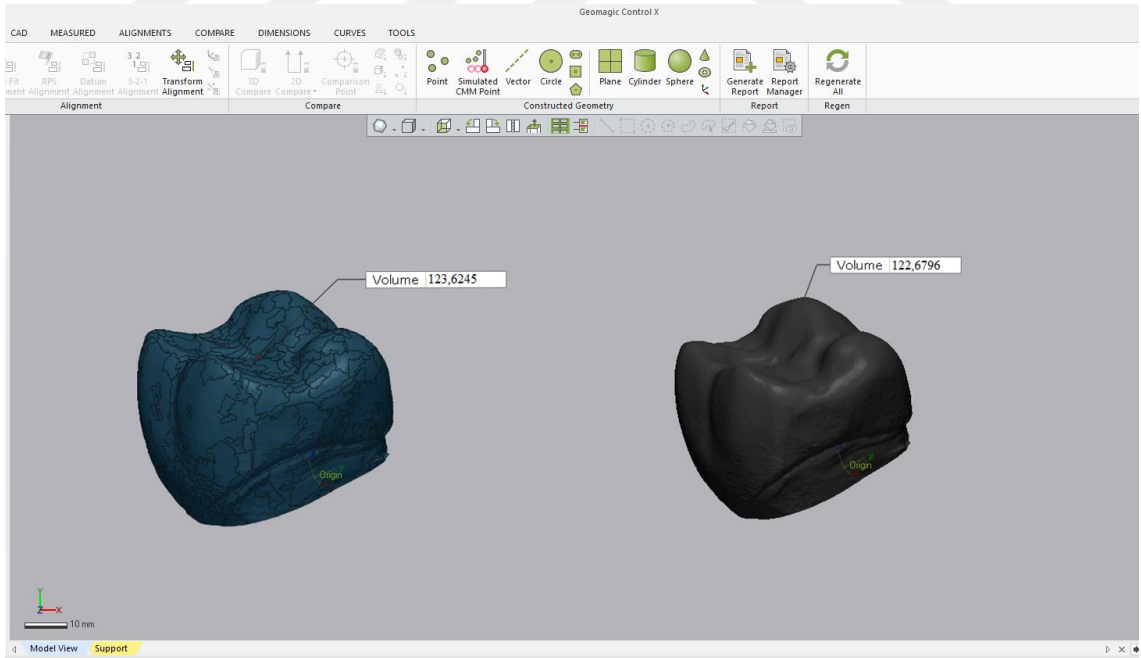
Şekil 3-21: Monolitik zirkonya örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında karşılaştırılması



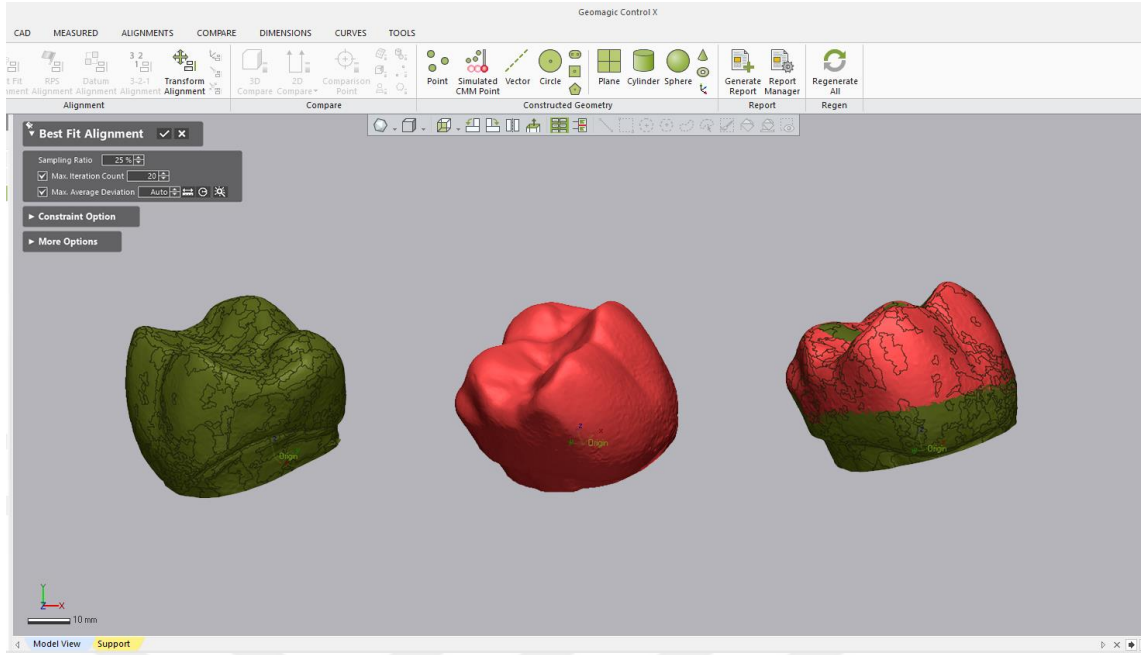
Şekil 3-22: Monolitik zirkonya örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında 3B olarak karşılaştırılması



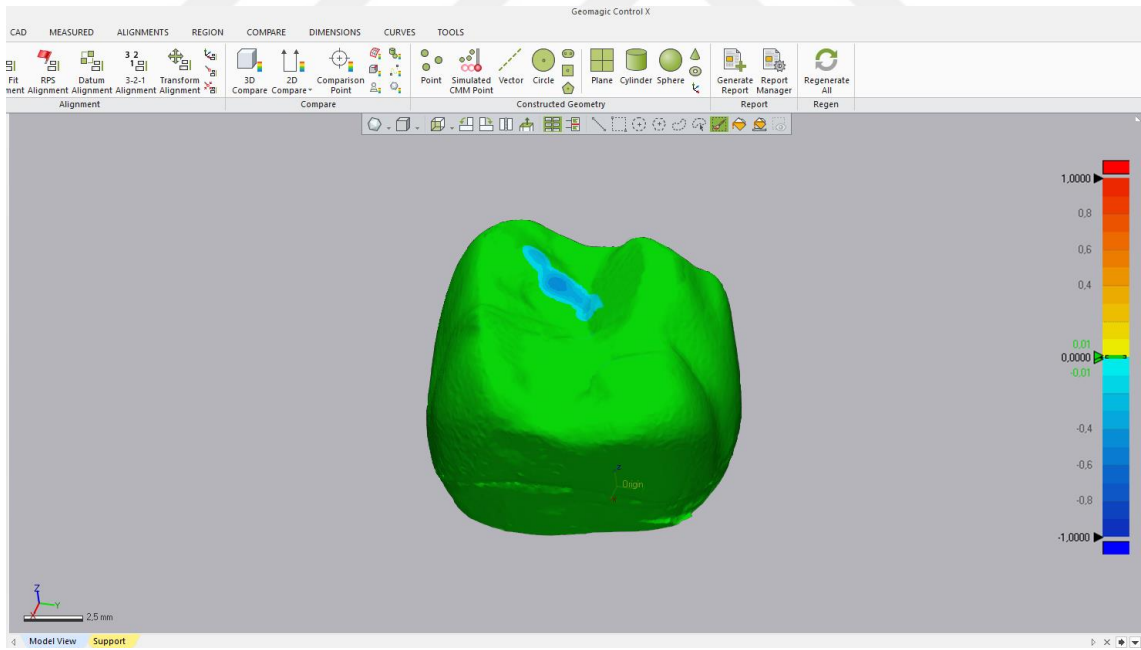
Şekil 3-23: Monolitik zirkonya örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında aynı yerden trimlenmesi



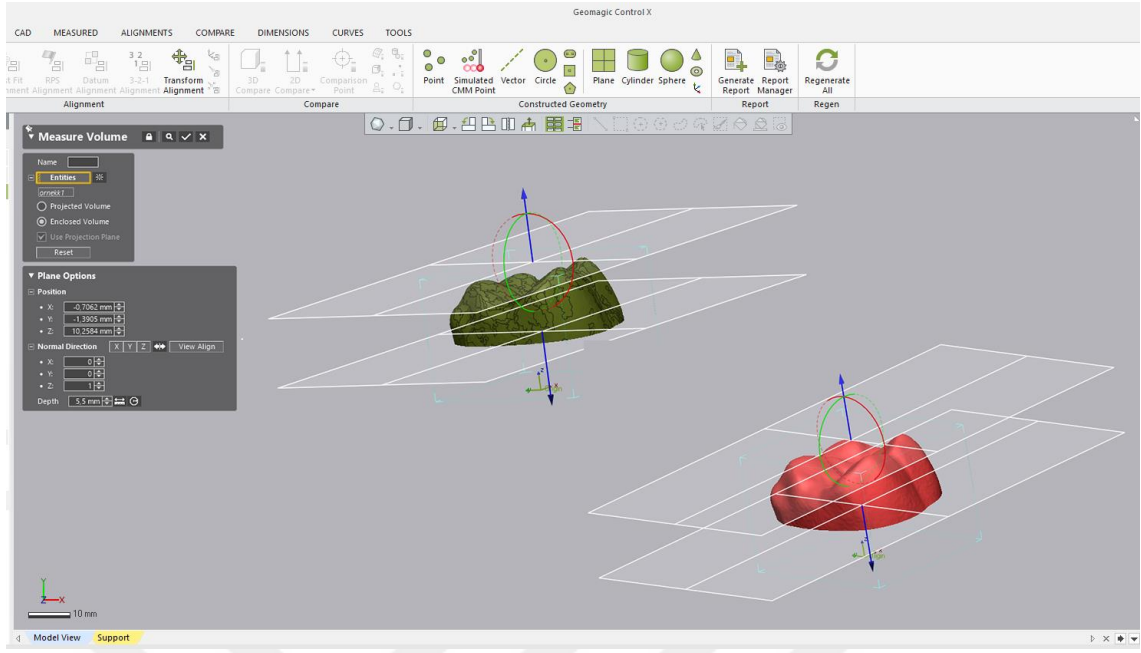
Şekil 3-24: Monolitik zirkonya örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında hacimsel hesaplamalarının yapılması



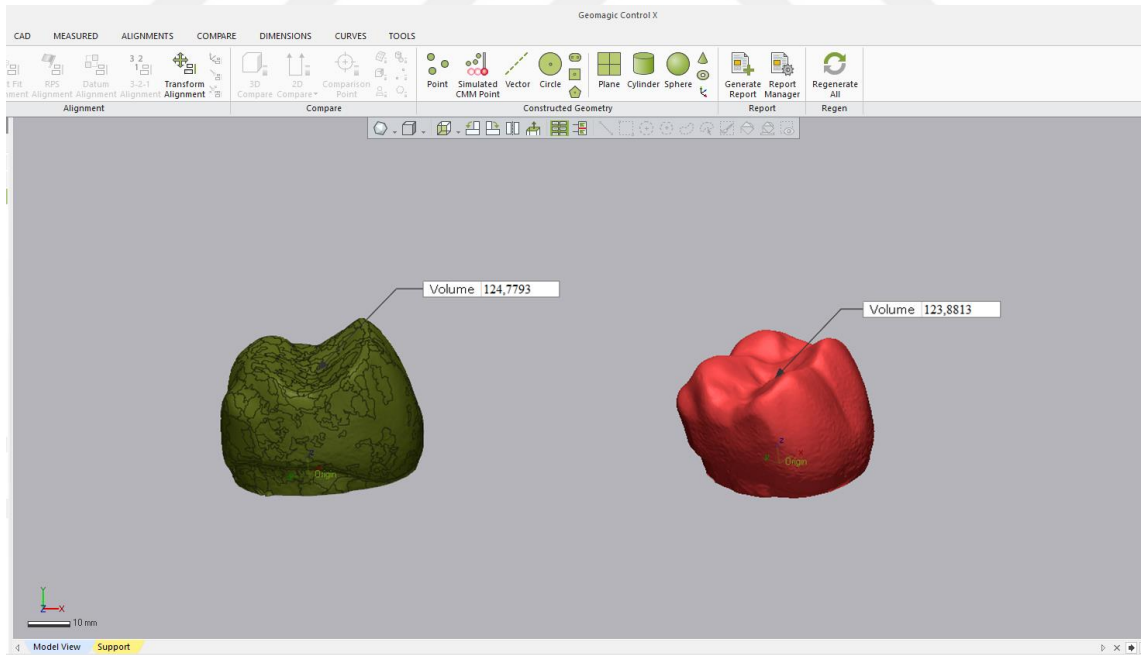
Şekil 3-25: Löstit ile güçlendirilmiş cam seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında karşılaştırılması



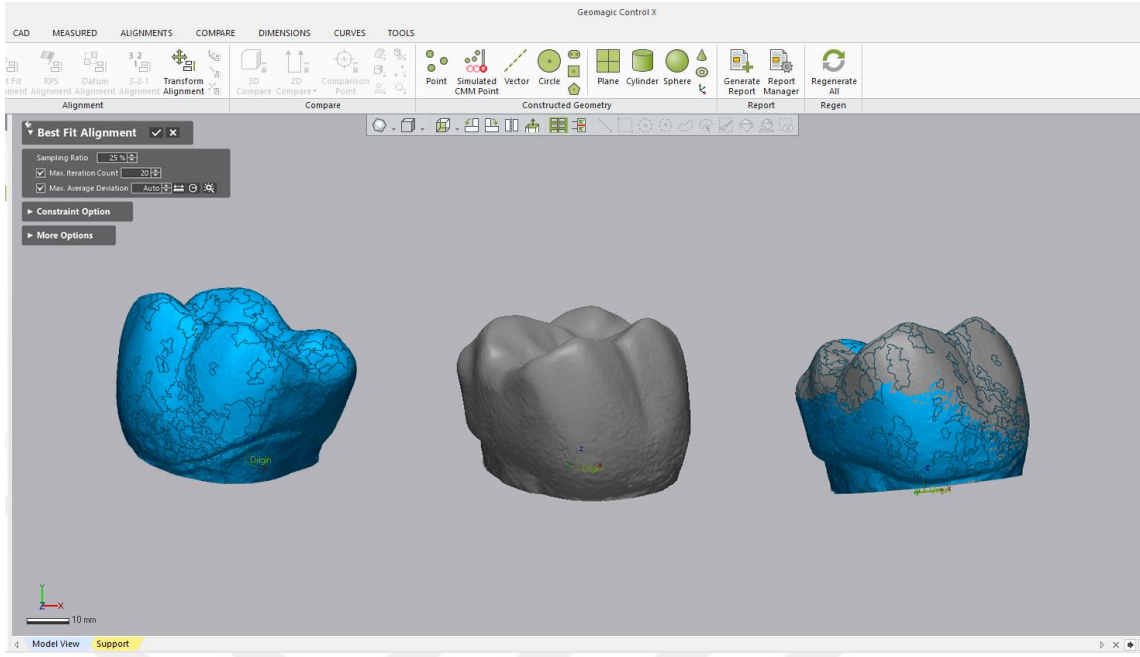
Şekil 3-26: Löstit ile güçlendirilmiş cam seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında 3B olarak karşılaştırılması



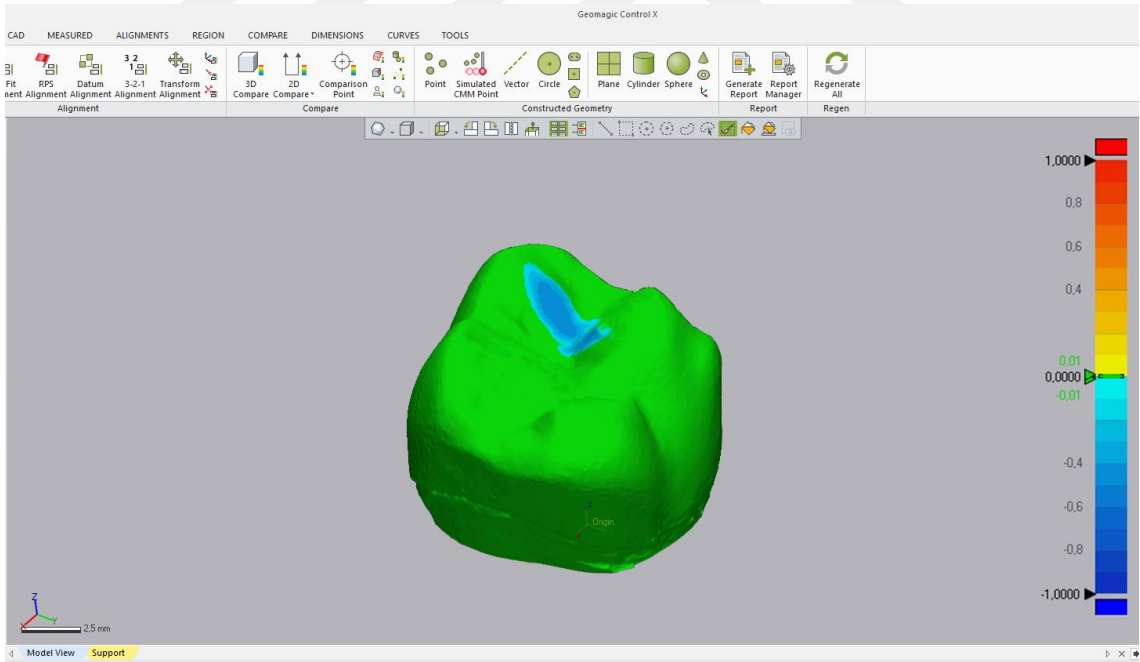
Şekil 3-27: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında aynı yerden trimlenmesi



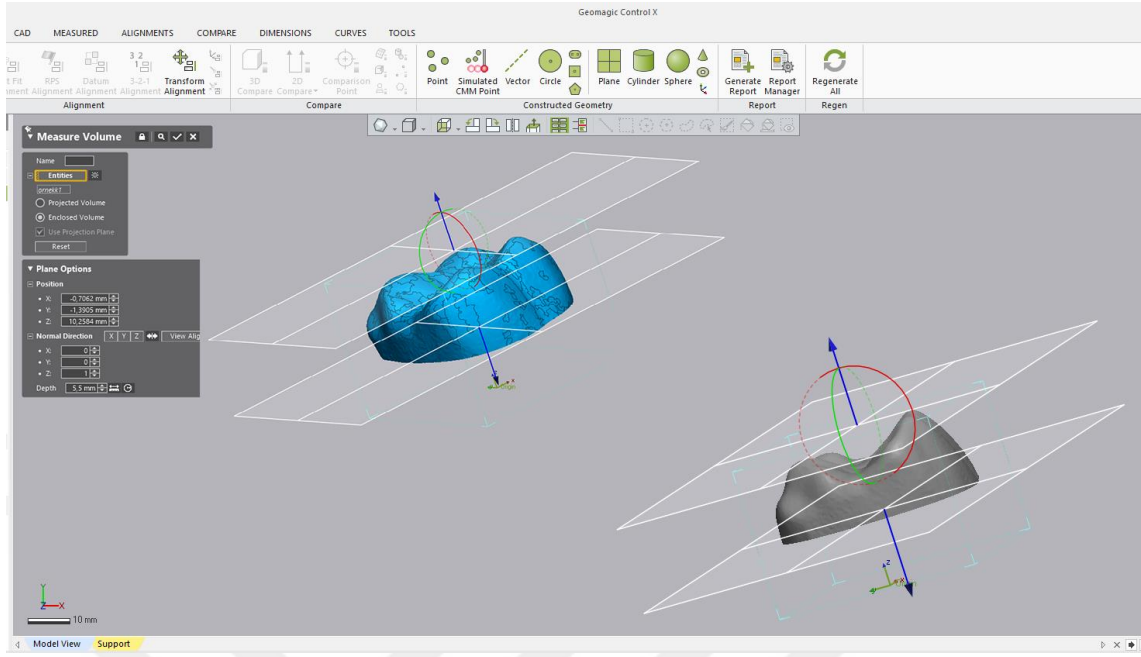
Şekil 3-28: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında hacimsel hesaplamalarının yapılması



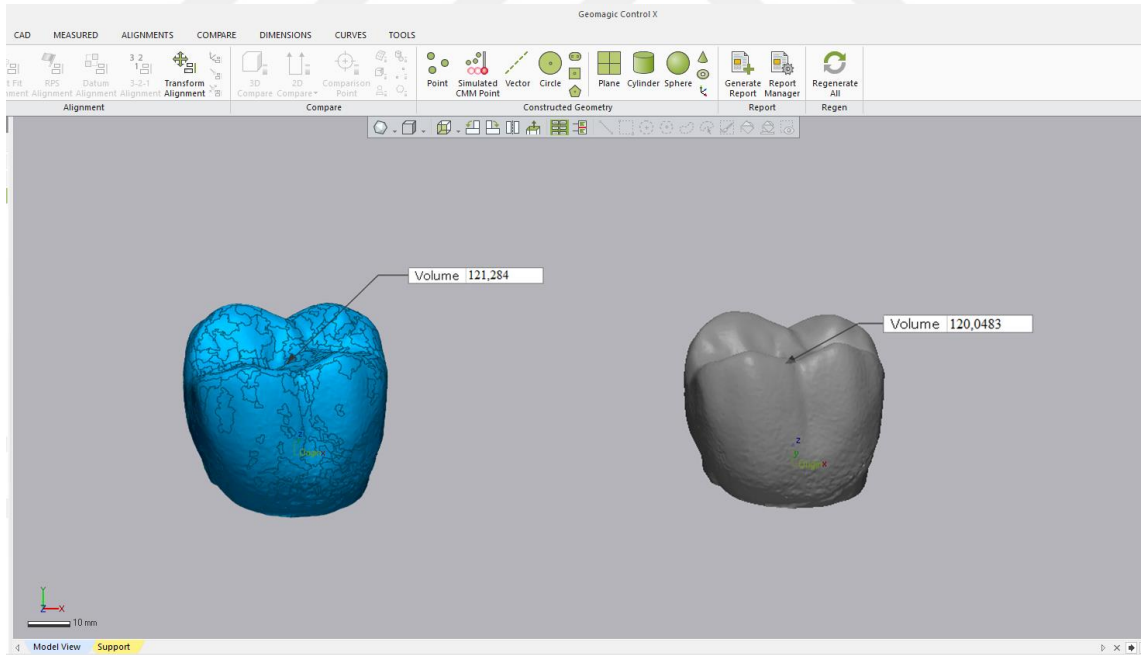
Şekil 3-29: Polimer infiltre seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında karşılaştırılması



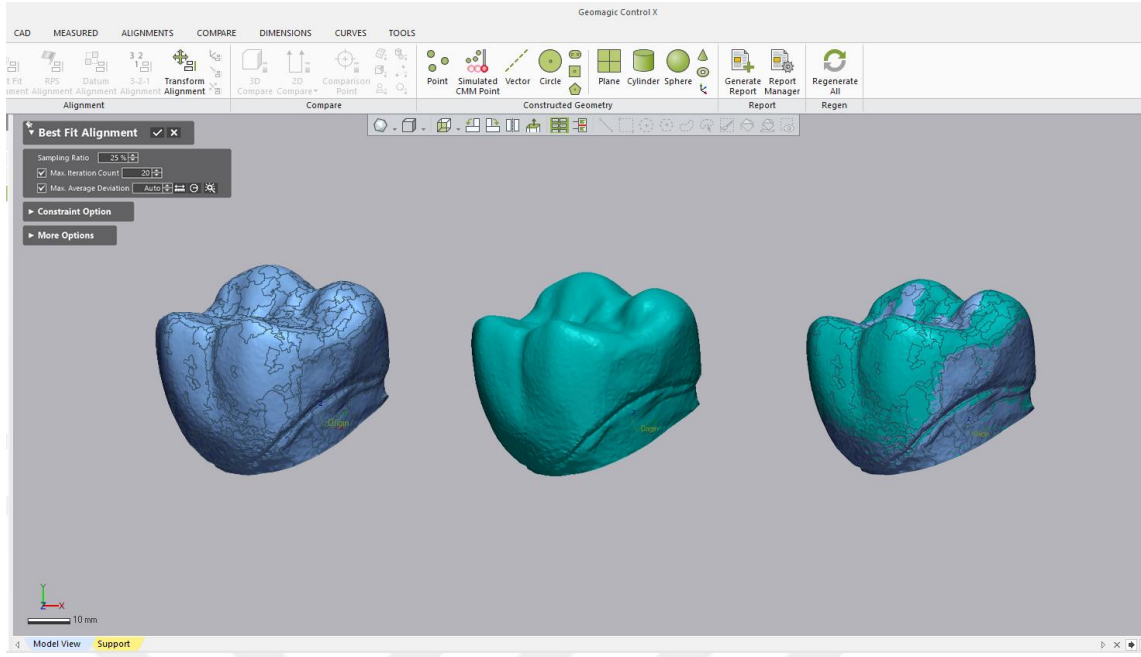
Şekil 3-30: Polimer infiltre seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında 3B olarak karşılaştırılması



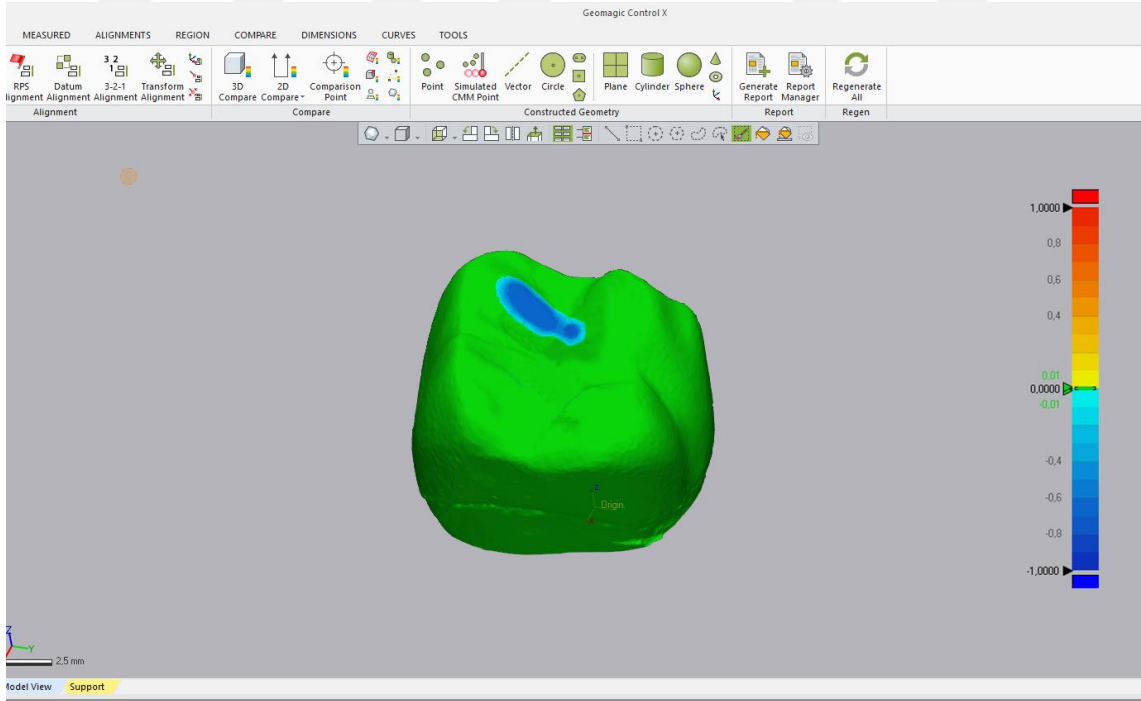
Şekil 3-31: Polimer infiltre seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında aynı yerden trimlenmesi



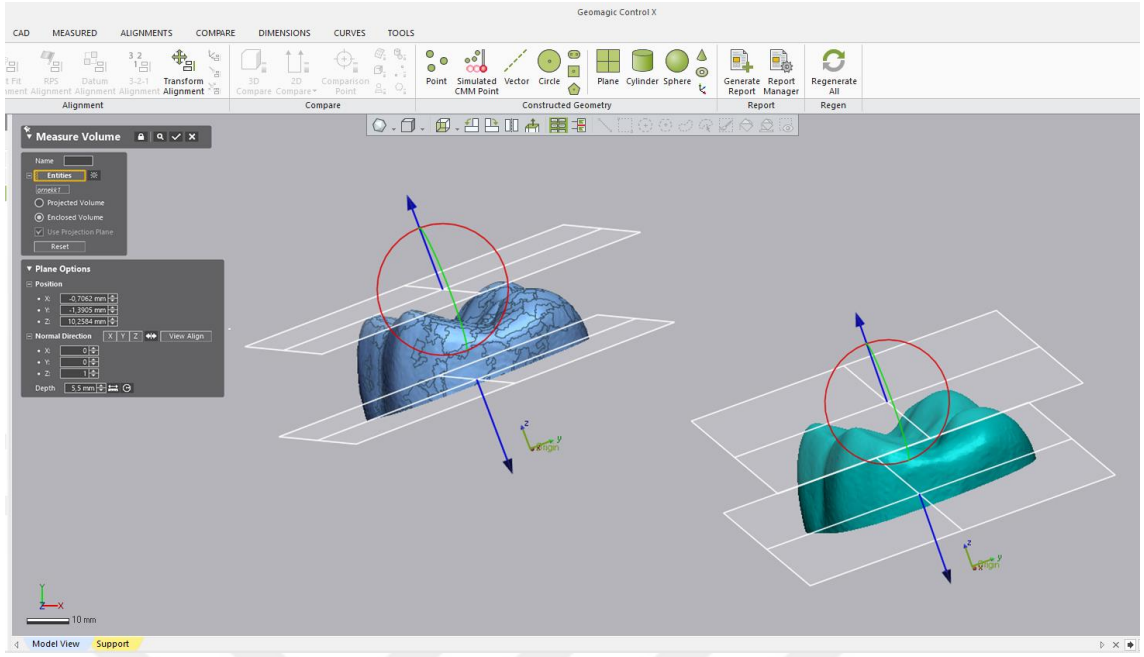
Şekil 3-32: Polimer infiltre seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında hacimsel hesaplamalarının yapılması



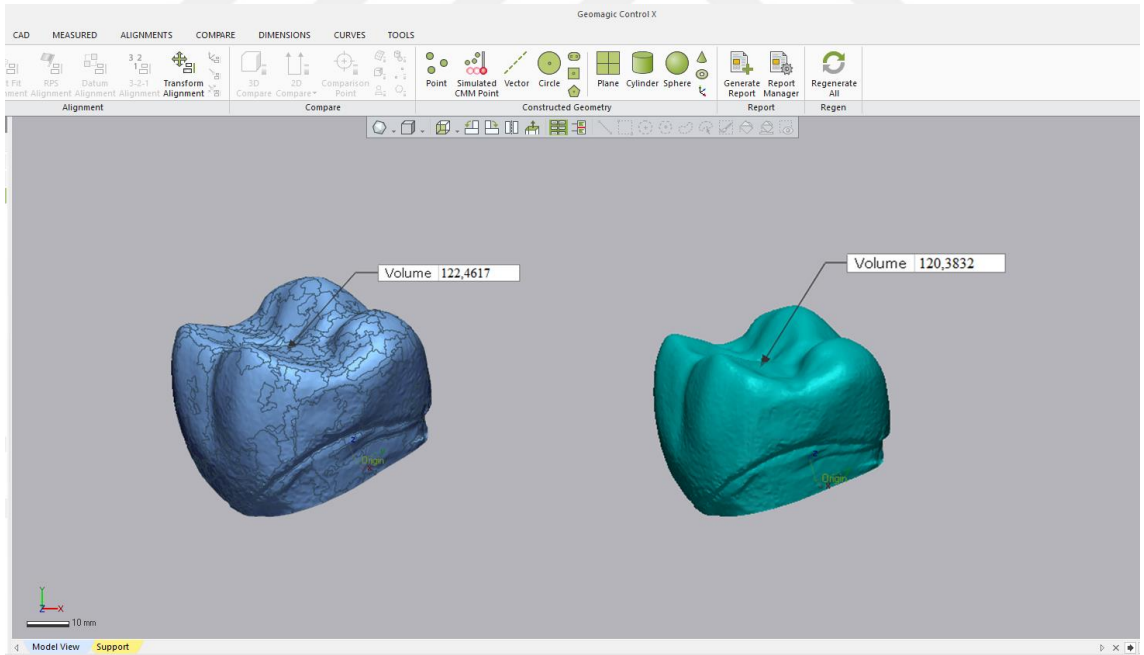
Şekil 3-33: Reçine nano seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında karşılaştırılması



Şekil 3-34: Reçine nano seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında 3B olarak karşılaştırılması



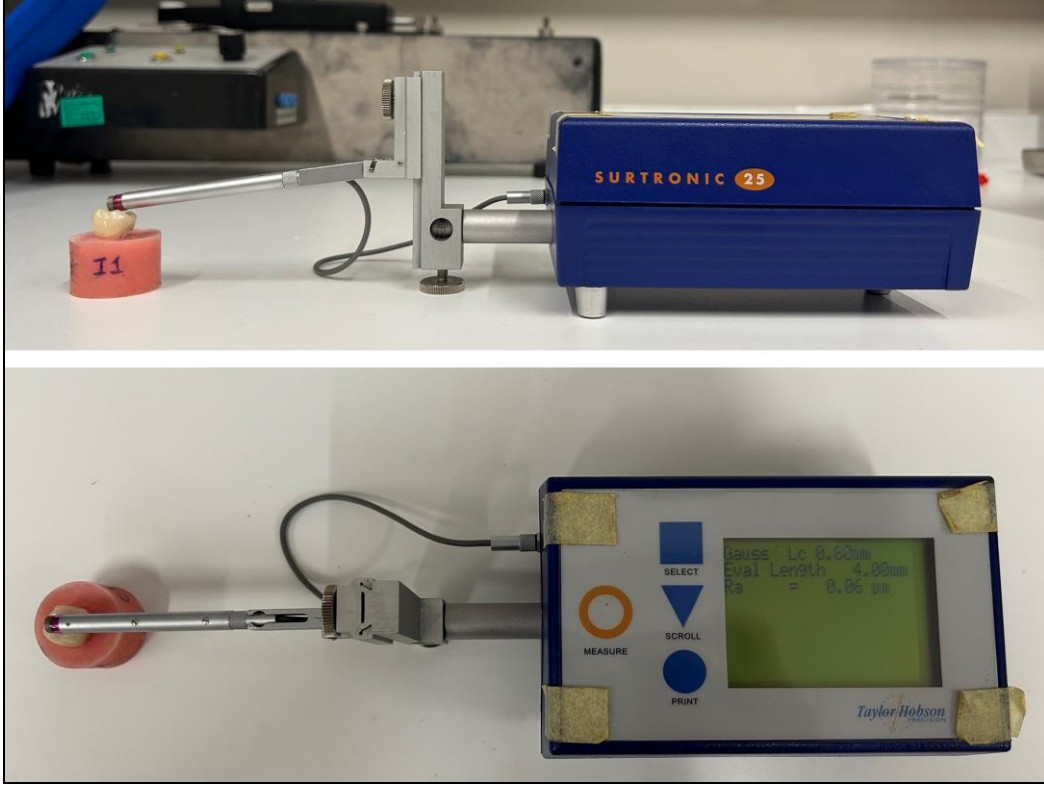
Şekil 3-35: Reçine nano seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında aynı yerden trimlenmesi



Şekil 3-36: Reçine nano seramik örneğinin termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B görüntülerinin Geomagic Control X programında hacimsel hesaplamalarının yapılması

3.5. Pürüzlülük Testi

Termomekanik yükleme sonrasında örneklerin yüzey pürüzlülüğü, bir ‘Surtronic 25 yüzey pürüzlülük test cihazı (Taylor Hobson, Leicester, İngiltere)’ kullanılarak ölçüldü (Şekil 3-40).



Şekil 3-37: Surtronic 25 yüzey pürüzlülük test cihazı (Taylor Habson) ile örneklerin termomekanik yükleme sonrası pürüzlülük değerlerinin kayıt altına alınması

3.6. Kırma (Yüklem) Testi

Kırma deneyi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki 'Instron Universal Test Cihazı' kullanılarak yapıldı. Aşınma testini tamamlamış olan tüm örnekler üzerine kırılma noktalarına kadar yük uygulandı. Bu testte, örneklerin merkezi fossa kısmına temas edecek biçimde, 5 mm çapında paslanmaz çelikten yapılmış küresel bir uç kullanıldı. Deney sürecinde, sıfır Newton (N) başlangıç değeriyle başlanarak, örnekler başarısız olana dek yükleme değeri

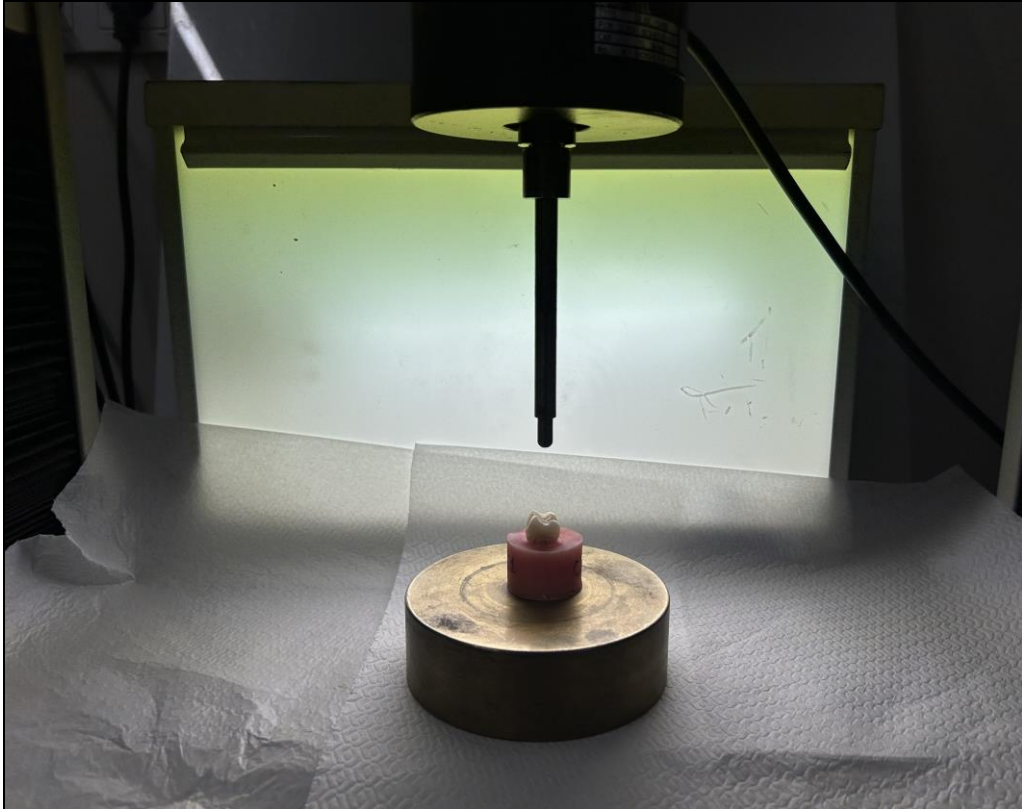
arttırıldı. Örneklerin kırıldığı anlardaki yük değerleri, cihaz tarafından Newton (N) birimiyle otomatik olarak kaydedildi (Şekil 3-41), (Şekil 3-42), (Şekil 3-43).



Şekil 3-38: Instron Universal Test Cihazı



Şekil 3-39: Instron Universal Test (Instron Ltd., Bucks., İngiltere) cihazının dijital ekranı



Şekil 3-40: Örneklerin Instron Universal Test Cihazı'nda konumlandırılması

3.6.1. Kırık Tipi Analizi

Çiğneme simülasyonu ve kırılma direnci deneylerini bitiren örnek gruplarının kırık tipleri incelendi. Gruplarda tespit edilen kırık tipleri, Burke sınıflandırması temel alınarak kategorilere ayrıldı (Burke, 1995).

Burke sınıflamasına göre kırık tipi analizi:

Tip I : Restorasyonda minimum kırık-çatlak görülmesi

Tip II: Restorasyonun yarısından küçük bir kısmında kırılma olması

Tip III: Restorasyonun $\frac{1}{2}$ oranda ayrılma olması

Tip IV: Restorasyonda $\frac{1}{2}$ oranın üzerinde ayrılma olması

Tip V: Restorasyonla birlikte dişte kırık gözlenmesi.

3.7. Vickers Sertlik Testi

Termomekanik yükleme testinden sonra her gruptan birer örneğe Vickers sertlik ölçümü yapılmıştır. Vickers sertlik testleri, daha önce bildirilen protokoller kullanılarak bir mikrosertlik test cihazı (Innova Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı, Buehler, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-44). Her örnekten beş girinti yapıp ortalamaları hesaplanmıştır. Sonuçlar mikrosertlik test cihazı tarafından Vickers sertlik birimlerinde (VHN) oluşturulmuş ve raporlanmıştır.



Şekil 3-41: Innova Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı, Buehler, ABD

4. BULGULAR

İstatistiksel analizler, SPSS sürüm 25.0 yazılımıyla yapılmıştır. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu, histogram grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov testi yardımıyla değerlendirilmiştir. Betimleyici analizlerde ortalama, standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerler kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyen (non-parametrik) değişkenlerin materyaller arasındaki değerlendirmelerinde Kruskal Wallis Testi kullanılmıştır. Posthoc analizleri Mann Whitney U Testi ile gerçekleştirilmiştir. Ölçüm verilerinin karşılıklı analizinde, Spearman Korelasyon Testi'nden yararlanılmıştır. P-değerinin 0,05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar olarak kabul edilmiştir.

4.1. Materyallerin Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması

Materyaller arasında sertlik değerleri bakımından yapılan karşılaştırmada; monolitik zirkonya grubunun (Prettau Grubu) sertlik değerinin, polimer infiltre seramik grubu (Enamic Grubu) ve reçine nano seramik grubuna (Cerasmart Grubu) göre istatistiksel olarak yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca lösit ile güçlendirilmiş cam seramik grubunun (Initial Grubu) sertlik değerinin de reçine nano seramik grubundan (Cerasmart Grubu) istatistiksel olarak yüksek olduğu görülmüştür (Tablo 4-1).

Tablo 4-1: Vickers sertlik testi sonuçları (VHN)

Grup	Sertlik		p
	Ort±s.s.	Medyan (Min-Max)	
P	1294,72±57,72	1299,7 (1199,7-1354,2)	<0,001
E	231,22±6,35	231,9 (224,9-240,2)	
C	66,34±2,42	66,8 (63,1-69,4)	
I	667,96±31,15	658,7 (636,4-701,3)	

P: Prettau; E: Enamic; C: Cerasmart; I: Initial LRF; ort: ortalama; s.s.: standart sapma; VHN: Vickers Hardness Number (Vickers Sertlik Numarası)

4.2. Materyallerin Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması

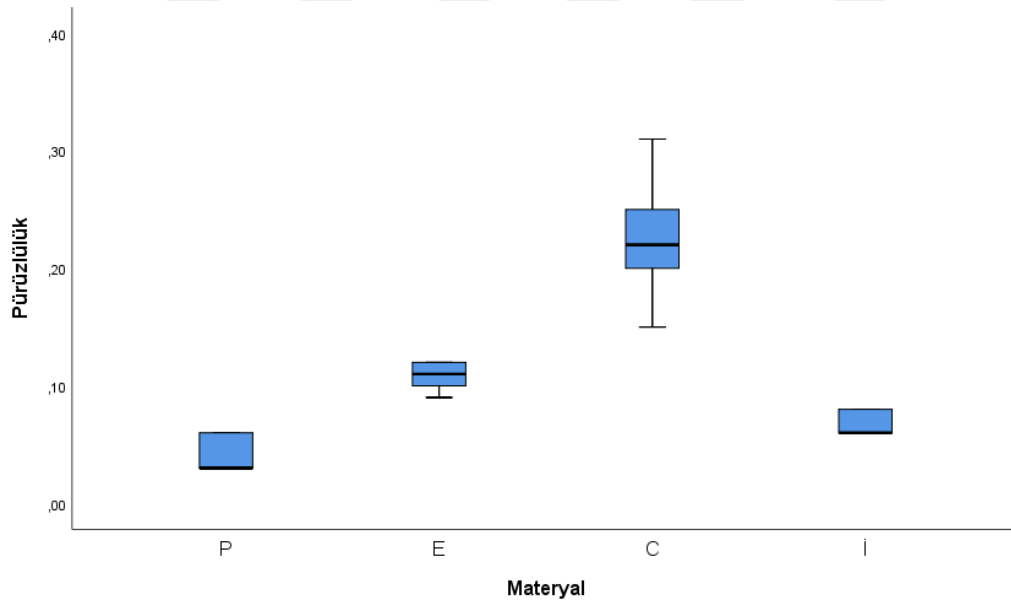
Materyaller arasında pürüzlülük değerleri bakımından yapılan karşılaştırmada; reçine nano seramik grubunun (Cerasmart Grubu) pürüzlülük değerinin monolitik

zirkonya grubuna (Prettau Grubu) ve l s t ile güçlendirilmiş cam seramik grubuna (Initial Grubu) göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür. Diğer materyaller arasında anlamlı fark yoktur (Tablo 4-2) ( ekil 4-1).

Tablo 4-2: Pürüzlülük testi sonuçları ( m)

Grup	Pürüzlülük		p
	Ort�s.s.	Medyan (Min-Max)	
P	0,04�0,02	0,03 (0,03-0,06)	0,001
E	0,11�0,02	0,11 (0,09-0,15)	
C	0,23�0,06	0,22 (0,15-0,31)	
I	0,06�0,02	0,06 (0,02-0,08)	

P: Prettau; E: Enamic; C: Cerasmart; I: Initial LRF; ort: ortalama; s.s.: standart sapama;  m: mikrometre



Şekil 4-1: Materyallerin pürüzlülük değerlerinin kutu grafiği. (Kruskal Wallis karşılaştırma testi sonucu p=0,001, *p<0,05)

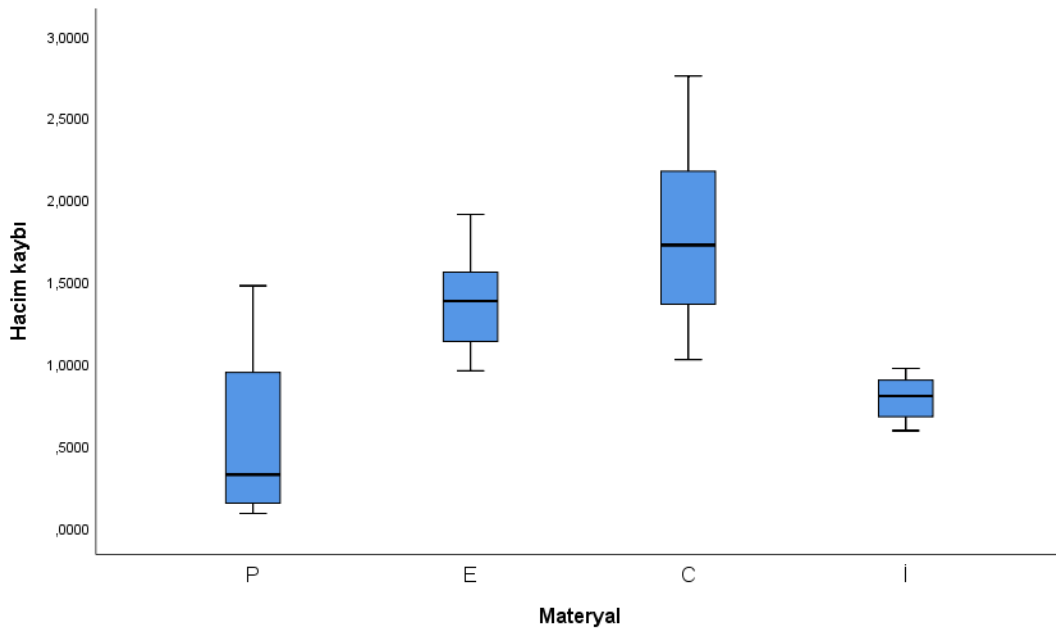
4.3. Materyallerin Hacim Kaybı Değerlerinin Karşılaştırılması

Materyaller arasında hacim kaybı değerleri bakımından yapılan karşılaştırmada; polimer infiltre seramik grubu (Enamic Grubu) ve reçine nano seramik grubundaki (Cerasmart Grubu) hacim kaybın miktarının, monolitik zirkonya grubuna (Prettau Grubu) ve lösit ile güçlendirilmiş seramik grubuna (Initial Grubu) göre istatistiksel olarak yüksek olduğu görülmüştür. Diğer materyaller arasında anlamlı fark yoktur (Tablo 4-3) (Şekil 4-2).

Tablo 4-3: Hacim kaybı testi sonuçları (mm³)

Grup	Hacim kaybı		p
	Ort±s.s.	Medyan (Min-Max)	
P	0,5389±0,4915	0,3207 (0,0842-1,4739)	<0,001
E	1,3801±0,3146	1,3803 (0,9545-1,909)	
C	1,7923±0,6040	1,722 (1,0227-2,7547)	
I	0,7852±0,1310	0,8004 (0,589-0,969)	

P: Prettau; E: Enamic; C: Cerasmart; I: Initial LRF; ort: ortalama; s.s.: standart sapama; mm³: milimetre küp



Şekil 4-2: Materyallerin hacim kaybı değerlerinin kutu grafiği. (Kruskal Wallis karşılaştırma testi sonucu p=0,001, *p<0,05)

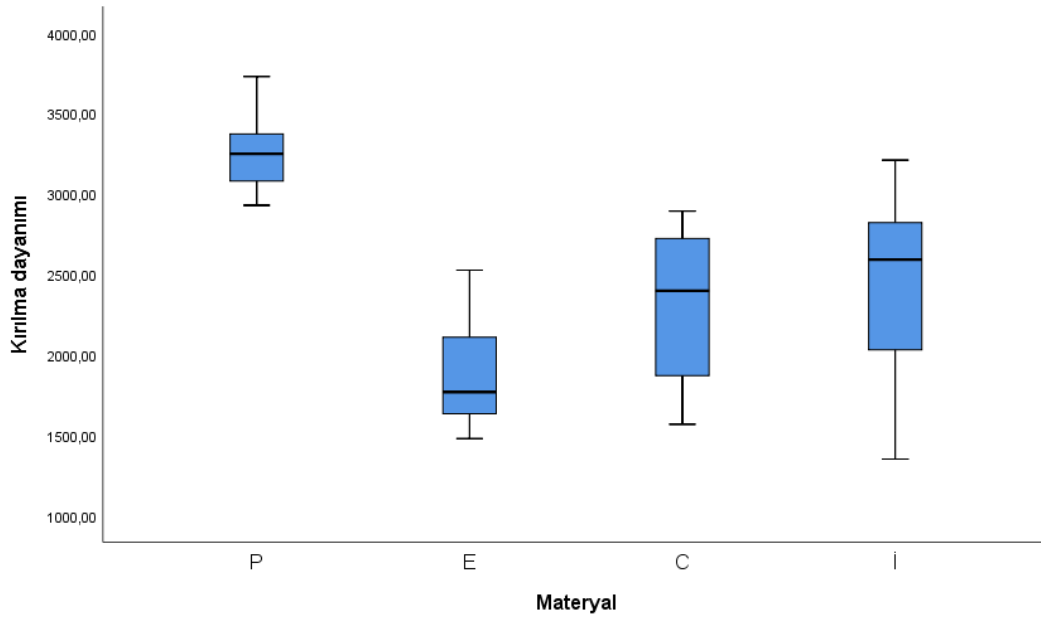
4.4. Materyallerin Kırılma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması

Materyaller arasında kırılma dayanımı değerleri bakımından yapılan karşılaştırmada; monolitik zirkonya grubunun (Prettau Grubu) kırılma dayanımının, polimer infiltre seramik grubu (Enamic Grubu), reçine nano seramik grubu (Cerasmart Grubu) ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramik grubuna (Initial Grubu) göre istatistiksel olarak yüksek olduğu görülmüştür. Diğer materyaller arasında anlamlı fark yoktur (Tablo 4-4) (Şekil 4-3).

Tablo 4-4: Kırılma dayanımı testi sonuçları (N)

Grup	Kırılma dayanımı		p
	Ort±s.s.	Medyan (Min-Max)	
P	3274,58±258,61	3249,30 (2929,06-3730)	<0,001
E	1920,90±398,10	1767,97 (1477,19-2525,63)	
C	2275,89±501,14	2397,11 (1566,41-2892,19)	
I	2390,50±678,43	2591,41 (1350,31-3210,16)	

P: Prettau; E: Enamic; C: Cerasmart; I: Initial LRF; ort: ortalama; s.s.: standart sapama; N: Newton



Şekil 4-3: Materyallerin kırılma dayanımı değerlerinin kutu grafiği. (Kruskal Wallis karşılaştırma testi sonucu $p=0,001$, $*p<0,05$)

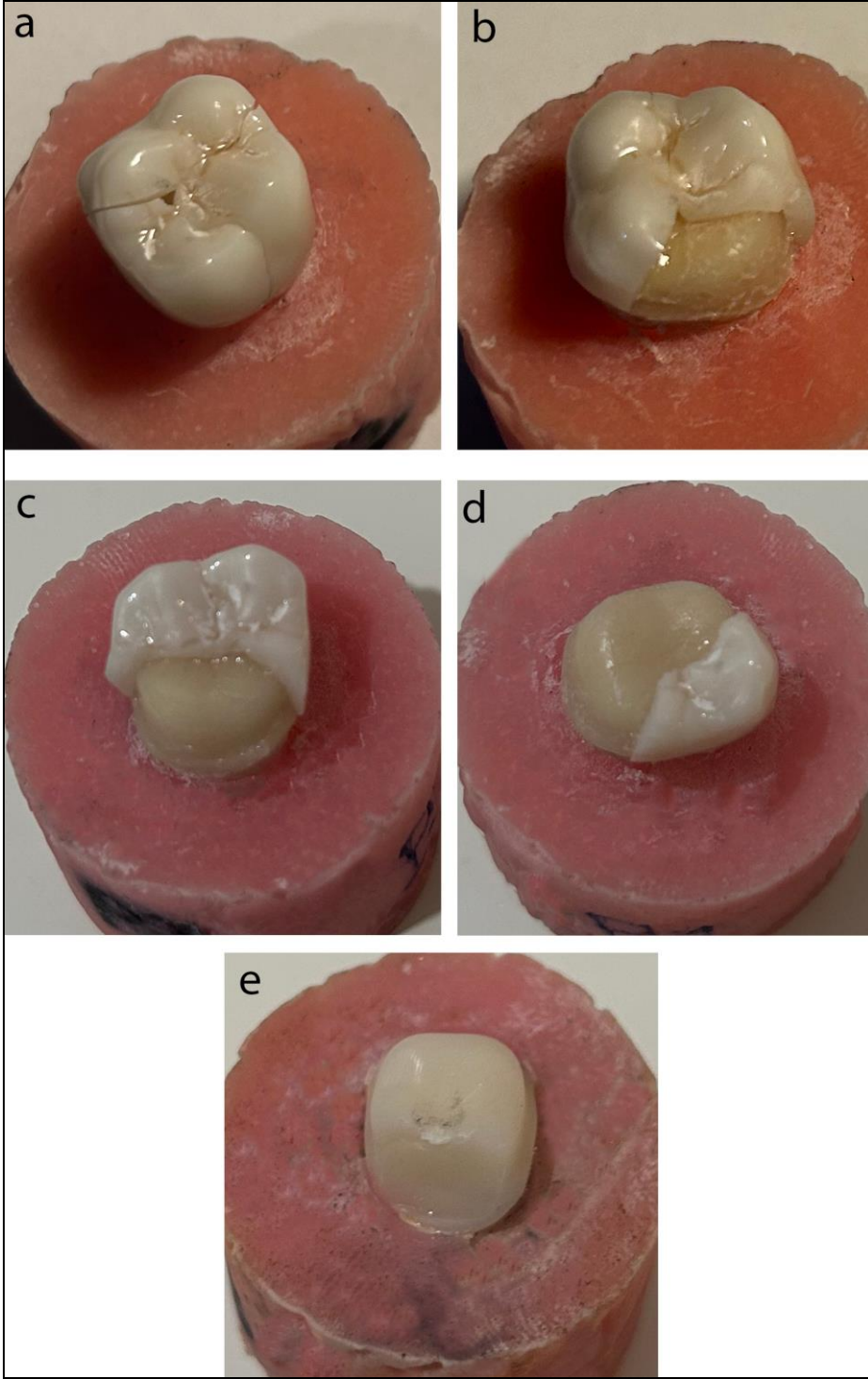
Ölçüm verilerinin birbirleriyle ilişkisini değerlendirmek için Spearman Korelasyon Testi kullanılmıştır. Bu testin sonuçlarına göre Prettau, Cerasmart, Enamic ve Initial materyallerinde sertlik, pürüzlülük, hacim kaybı ve kırılma dayanımı arasında anlamlı korelasyon yoktur.

4.5. Kırık Tipi Analizi

Gruplarda gözlenen kırık şekilleri, Burke sınıflamasına göre gruplandırıldı (Burke 1995) (Şekil 4-4). Cerasmart ve Enamic Grubu'nda en çok Tip I kırık gözlenirken, Initial LRF ve Prettau Grubu'nda en çok Tip V kırık gözlenmiştir. Gruplardaki kırık tiplerinin dağılımı Tablo 4-5'te gösterilmektedir.

Tablo 4-5: Kırık tiplerinin Burke sınıflamasına göre dağılımı

Kırık Tipleri	Cerasmart Grubu	Initial LRF Grubu	Enamic Grubu	Prettau Grubu
I	5	-	4	-
II	2	2	2	1
III	1	2	2	1
IV	1	4	1	5
V	1	2	1	3



Şekil 4-4: Burke kırık tipi analizi, a: Tip I kırık, b: Tip II kırık, c: Tip III kırık, d: Tip IV kırık, e: Tip V kırık

5. TARTIŞMA

Diş hekimlerinin amaçlarından biri; kaybedilmiş diş dokularının mümkün olan en kısa sürede, konforlu ve fonksiyonel şekilde onarılmasıdır (131). Bu amaçla, metal destekli seramik restorasyonların kullanımı uzun yıllardır oldukça yaygındır (132, 133). Termal genleşme kat sayısı farklı iki materyal ile üretilen bu restorasyonlarda en sık gözlenen problemler kırılma, chipping (veneer seramiğinin kırılması) ve delaminasyon (veneer seramiğinin tabakalar halinde altyapıdan ayrılması) meydana gelmesi ile metal altyapının görünür hale gelmesidir (134, 135).

Dental seramik materyallerdeki ve üretim tekniklerindeki, özellikle CAD/CAM ve frezeleme teknolojisiindeki ilerlemeler, seramik materyallerin gelişmesini ve uygulanmasını kolaylaştırmıştır. CAD/CAM sistemleri, geleneksel tekniklerle kullanılamayan dental materyallerin kullanımına olanak sağlanmaktadır. Bilgisayar destekli restorasyon üretimi, artan mikro yapısal homojenlik, daha yüksek yoğunluk, daha düşük poröz yapı ve azaltılmış artık gerilmeler ile restorasyon üretime izin vermiştir. Bu tür iyileştirmeler, klinik öngörülebilirliği geliştirme potansiyeline sahiptir (43). CAD/CAM teknolojisi, indirekt restorasyonların üretim süreçlerini basitleştirerek ve tek seanslık üretim imkanı sunarak giderek daha fazla popülerlik kazanmaktadır (136).

CAD/CAM’de üretilen opak zirkonya altyapının üzerine, veneer porseleni tabakalanarak elde edilen zirkonya altyapılı seramik restorasyonların, hem metal-seramik restorasyonlara oranla daha estetik olması hem de mekanik özelliklerinin posterior bölgede kullanıma izin vermesi gibi avantajları vardır. Ancak, bu restorasyonlarda, chipping ve delaminasyon problemleri, metal destekli seramik restorasyonlara oranla daha sık bildirilmiştir (137). Zirkonya altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantı; termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğundan, altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinden, veneer seramiğin uygulanma yönteminden ve mekanik özelliklerinden etkilenir (137-139).

Günümüzde monolitik CAD/CAM protetik materyallerin kullanımı artmaktadır. Bu materyallerle üretilen restorasyonlarda; üstyapı porseleni kullanılmadığından, geleneksel zirkonya ve diğer protetik materyallerde karşılaşılan üstyapı porseleni ile altyapı arasındaki bağlantı sorunu ortadan kalkmıştır. İki farklı materyal

kullanılmadığından, minimal preparasyona ile diş hazırlığı yapılabilir böylece interoklüzal mesafenin dar olduğu alanlarda kullanılabilir. Ayrıca, monolitik restorasyonların üretim süreci, geleneksel restorasyonlara oranla daha hızlıdır.

Bununla birlikte, monolitik restoratif materyallerin dezavantajları da vardır. Örneğin, estetik açıdan daha sınırlı seçenekler sunabilirler ve bazı durumlarda diğer materyallerle karşılaştırıldığında daha yüksek maliyetli olabilirler. Ancak, teknolojik ilerlemeler ile birlikte bu dezavantajların azalması veya ortadan kalkması beklenmektedir.

Gelecekte, diş hekimliği alanında monolitik restorasyonların daha yaygın kullanımı; materyallerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi, estetik sonuçların iyileştirilmesi ve daha yüksek üretim kapasiteleri gibi faktörlerle ilişkilidir. CAD/CAM ve dijital teknolojilerin yaygınlaşması ile birlikte, diş hekimleri daha fazla monolitik materyal kullanımına yönelebilirler.

Günümüzde, CAD/CAM ile üretilen, herhangi bir altyapıya ihtiyaç duymadan kullanılabilen monolitik zirkonyanın, monolitik hibrit seramiklerin ve monolitik cam seramik restorasyonların kullanım sıklığı artmaktadır. Herhangi bir üstyapı porselenine ihtiyaç duymayan bu restorasyonların aşınma ve kırılma davranışlarının araştırılması gereklidir (140). Monolitik CAD/CAM materyallerindeki çeşitliliğin artması diş hekiminin materyal seçimini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle bu materyallerin mekanik özelliklerinin araştırılması ve birbirleri ile karşılaştırılması çok önemlidir.

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonya (Zirkonzahn Prettau Zirkonya, Zirkonzahn, Taufers, İtalya), lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (GC Initial LRF, GC Corporation Tokyo, Japonya), polimer infiltre seramik (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya), ve reçine nano seramikten (GC Cerasmart, GC Corporation Tokyo, Japonya) üretilen anatomik monolitik kuron restorasyonlarının; aşınma miktarları (hacim kaybı), termomekanik yükleme sonrası pürüzlülük değerleri, kırılma dayanımları ve sertlik değerleri karşılaştırılmıştır.

Monolitik zirkonya materyali, nano boyutlardaki seramik partikülleri ile geleneksel zirkonya seramiklere oranla geliştirilmiş fiziksel ve kimyasal özelliklere, biyolojik uyuma ve daha yüksek translusens özelliğine sahiptirler. Zirkonya, yüksek kristalin faz içermesi sebebiyle opak bir materyaldir (77). Zirkonzahn Prettau Zirkonya

(Zirkonzahn, Taufers, İtalya), hem monolitik kullanılabilen hem de tabakalama yapılabilen bir monolitik zirkonya materyalidir. Mikroyapısındaki değişimler sayesinde geleneksel zirkonyaya oranla daha translusens olması, üstyapı porseleni kullanılmadığından chipping problemi olmaması ve karşıt dişte geleneksel zirkonyaya oranla daha az aşınmaya sebep olması gibi avantajları vardır (141).

Hibrit seramikler, protetik diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan seramik ve kompozit materyallerin üstünlüklerini bir araya getirerek doğal dişin fiziksel ve yapısal niteliklerini taklit etmeyi amaçlayan seramik türleridir (142). Bu materyallerin mekanik özelliklerinin, doğal diş dokusuna benzer değerlere sahip olduğu belirtilmiştir (143). Tesviye ve cila işlemleri daha basittir. Özellikle, restorasyonun tek seans içinde üretilip teslim edilmesi hedeflenen uygulamalar için uygun bir seçenektir (144). Bu materyallerin, cam seramiklere kıyasla stresi daha fazla absorbe ettiği bazı çalışmalarda bildirilmiştir (63, 145, 146). Kırılma direncinin; feldspatik, lösit ve kompozit içerikli bloklar ile benzer, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakın olduğu ileri sürülmüştür (145). Polimer infiltre seramik bloklarda; yaygın olarak bulunan seramik ağı, iç içe geçmiş ve entegre olan bir polimer ağıyla güçlendirilmiştir. Seramik materyallerde sıkça rastlanan çatlak ilerlemesi sorunu, polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmaya çalışılmıştır (147). Diğer materyaller gibi, hibrit seramiklerin özellikleri de; monomer bileşimine, kimyasal içeriğine, doldurucu maddelerin partikül büyüklüğüne ve dağılımına bağlı olarak değişir (148).

Bir reçine nano seramik olan Cerasmart (GC Corporation Tokyo, Japonya); içeriğinde %71 silika, %29 kompozit bulundurmaktadır. Reçine matriks yapısının, uygulanan kuvvetleri homojen ve eşit şekilde dağıtabileceği savunulmuştur (149).

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); gözenekli bir yapıya sahip, seramik bir altyapıya monomer yapının infiltre edilmesi ve ışıkla polimerize edilmesiyle üretilmiştir (150). Vita Enamic'in elastisite modülü, dentin elastisite modülüne benzerdir. Bu malzeme, ağırlıkça %86 ve hacimce %75 oranında inorganik içerik, yani seramik yapıya, ağırlıkça %14 ve hacimce %25 oranında organik içerik, yani polimer yapıya sahiptir (151).

Bu tez çalışmasında mekanik özelliklerini karşılaştırmak için kullanılan diğer bir monolitik blok olan GC Initial LRF (GC Corporation Tokyo, Japonya), lösit kristalleri ile güçlendirilmiş bir feldspatik seramik bloktur. Feldspatik seramiğe yakın estetik

özelliklere sahiptir ve yapıya eklenen lösit kristallerinin çatlak ilerlemesini azaltması sayesinde dayanıklılığı feldspatik seramiklerden fazladır (149).

Materyallerin aşınma ve kırılma davranışlarını incelemek için in vivo çalışmaların standardizasyonunun zor olması, çok zaman alması, takibinin zor olması, maliyetin yüksek olması ve etik sorunlar gibi dezavantajları vardır (152). Bu nedenlerle araştırmacılar sıklıkla in vitro çalışmaları tercih etmektedir. Gerçekleştirilen in vitro çalışmaların en güvenilir sonuçları yansıtabilmesi için standardizasyonun en iyi şekilde sağlanması, intraoral çiğneme koşullarının mümkün olduğunca iyi takit edilmesi ve çiğneme sisteminin tüm bileşenlerinin uygulanan testlere yansıtılmaya çalışılması gerekmektedir (153).

Literatürde monolitik CAD/CAM restoratif materyallerin aşınma davranışını inceleyen birçok in vitro çalışma yapılmıştır fakat kullanılan metodolojideki, örnek şekillerindeki ve ölçüm yöntemlerindeki farklılıklar sebebiyle çalışmalardan elde edilen rakamsal verileri karşılaştırmak yanlış değerlendirmelere sebep olabilir. Bu sebeple ağız içi koşulların iyi taklit edildiği çalışmalarda karşılaştırma sonuçlarını değerlendirmek gerekir ve mutlaka bu verilerin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Literatürde aşınmayı inceleyen çalışmalara bakıldığında farklı şekillerde (disk, kare, hemisfer, silindir ve anatomik diş formunda) örneklerin hazırlandığı görülmüştür (140, 154). Çalışmaların çoğunda kare ya da dikdörtgen prizma formunda düz yüzeyli örnekler kullanılmıştır (140, 154-158). Anatomik diş formunda kuron protezleriyle aşınma ve kırılma dayanımı inceleyen çalışma sayısı nispeten azdır (159, 160).

Çalışmamızda materyallerin aşınma miktarlarını ve kırılma dayanımlarını karşılaştırmak için düz yüzeyli örnekler yerine; ağız içi çiğneme koşullarını en iyi şekilde taklit etmek amacıyla 16 numara anatomik diş formunda üretilen ve PMMA dayanaklara simante edilen kuron restorasyonları çiğneme simülatöründe termomekanik yüklemeye (50 N yük, 1.1 Hz hızında 200.000 siklus, 5°-55°C arası değişen termal siklus ile) maruz bırakılmıştır. Çiğneme simülatörünün parametreleri ve döngü sayısı daha önceki çalışmalarda belirtildiği üzere ağız içinde bir senelik yaşlanmaya denk gelecek şekilde (~200.000 siklus) ayarlanmıştır (161-164). Ayrıca, ağız ortamında restoratif materyaller ve dişler üzerine çiğneme sırasında, yaklaşık 49 N değerinde kuvvet uygulanır (164). Çiğneme yüklerinin bu değerleri aşması nadir görülür (164). Bu nedenle çiğneme simülasyonu boyunca örneklere standart 50 N yük uygulanmıştır. Bu

tez çalışmasında dayanak materyali olarak PMMA kullanılmıştır. PMMA, günümüzde sıklıkla CAD/CAM'de üretilen geçici kuron materyali olarak tercih edilmektedir. Homojen yapıya sahip olması ve mekanik dayanımının yeterli olması gibi özelliklere sahiptir. Ayrıca, frezeleme öncesi yüksek sıcaklık ve basınç altında standart parametrelerle polimerize edilerek polimerizasyon büzülmesi yaşanmaması da avantajları arasındadır (165). Çalışmamızda, yapısal özellikleri nedeniyle, dayanaklarda standardizasyonun sağlanması amacıyla, diğer pek çok çalışmada olduğu gibi (166-171) PMMA materyali tercih edilmiştir.

Bu tez çalışmasında, incelenen materyallerin sadece kendi yüzeylerinde meydana gelen aşınma miktarlarını karşılaştırmak için, antagonist olarak 4 mm çapa sahip, paslanmaz çelik uçlar kullanılmıştır. Farklı seramiklerden (172, 173), reçine bazlı materyallerden (15, 174-176), paslanmaz çelikten (174, 177-179), steatit (180-182) veya diş minesinden (14, 15, 179, 183) yapılan antagonistlerin kullanıldığı çeşitli çalışmalarda aşınma üzerinde antagonist materyalin etkisi olduğu bildirilmiştir. Reçine kompozitlere kıyasla paslanmaz çelik antagonistler kullanıldığında cam seramiklerin daha fazla aşınmaya maruz kaldığı bildirilmiştir. Cam seramik antagonistlerin de mine antagonistlere kıyasla daha fazla malzeme kaybına sebep olduğu bildirilmiştir. Çok sayıda araştırmacı, doğal antagonist-diş ilişkisini daha iyi taklit etmek amacıyla antagonist materyal olarak doğal diş minesini veya steatiti (MgOSiO_2) tercih etmiştir (184-187). Ancak, diş minesi homojen bir yapı değildir ve doğal dişlerin boyutu ve morfolojisindeki farklılıklar kaçınılmazdır (188). Bununla birlikte, yapay antagonist materyalin (steatit, MgOSiO_2) diş minesinin istenen özelliklerini en doğru şekilde temsil ettiği henüz netlik kazanmamıştır (153). Schmeiser ve ark.'nın 2022 yılında yayınladıkları bir çalışmada; aşınma simülasyonlarında farklı antagonist materyallerin kullanımının materyal kaybına etkilerini incelemişlerdir. Araştırmacılar elde ettikleri bulgulara göre antagonist materyal olarak steatit ve paslanmaz çelik kullanımı arasında anlamlı farklar olmadığını bildirmişlerdir (153). Aşınma testlerinde kullanılan antagonist materyalin türünün, materyal aşınması üzerine etkisini araştıran başka bir çalışma, çiğneme simülasyonu sırasında yanal hareketle birlikte paslanmaz çelik antagonist uçların kullanımının materyalin aşınmasında artışa yol açtığını göstermiştir (179). Antagonist olarak kullanılan materyalin türü ve geometrisinin yanı sıra, çiğneme simülatörünün parametreleri de gözlenen aşınma oranını etkiler (15). Deney

tasarımındaki farklılıklar, malzeme kayıplarının farklı araştırmalar arasında yalnızca niteliksel olarak karşılaştırılabilmesinin nedenlerinden birini oluşturur (153).

Çalışmamızda kullanılan kuron örnekleri CAD/CAM monolitik materyallerinden üretildiği için geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonların aksine insan kaynaklı üretim hataları ve eksiklikleri elimine edilmiştir. Standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm örnekler bitirme işlemi olarak mekanik cila uygulanmıştır. Literatürde, monolitik CAD/CAM materyallerine uygulanan yüzey işlemlerini karşılaştıran pek çok çalışma vardır. Bu çalışmaların birçoğunda, zamanla glaze tabakasının aşınması sonucu açığa çıkan pürüzlü yüzeyin aşınmayı artırdığı belirtilerek, bitirme işlemi olarak mekanik cila uygulanmasının aşınma dayanımını olumlu etkilediği kabul görmüştür (75, 186, 189, 190). 2022 yılında Dondani ve ark.'nın yayınladıkları bir in vivo çalışmada mekanik cila ve glaze uygulanmış monolitik zirkonya kuronların karşıt diş minesinde meydana getirdiği aşınma intraoral 3B tarayıcı yardımıyla tespit edilmiştir (191). Mekanik cila uygulanmış monolitik zirkonya kuronların karşıt diş minesinde daha az aşınmaya neden olduğunu belirtmişlerdir (191). Bu bulgu, mekanik cila uygulamanın daha az zaman alması, daha az maliyetli olması ve hasta başında uygulanabilir olması sayesinde kuron restorasyonunda oklüzal ve/veya proksimal düzeltmeleri kolaylaştırması açısından ilgi çekicidir.

2020 yılında Wiedenmann ve ark. gerçekleştirdikleri in vitro bir çalışmada CAD/CAM'de üretilen monolitik kuron restorasyonlarına (monolitik zirkonya, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik) uygulanan farklı yüzey bitirme işlemlerinin çiğneme simülatöründe aşınma dayanımı (1.1 Hz hızında 1.200.000 siklus, 5°-55°C arası değişen termal siklus ile) ve Universal Test Cihazında kırılma dayanımları üzerindeki etkisini incelemişlerdir (159). Çiğneme simülatöründe antagonist materyal olarak paslanmaz çelik uçlar kullanmışlardır. Bitirme işlemi olarak glaze uygulanmış protetik materyallerin hem kendisinde hem de antagonistinde daha fazla aşınma olduğunu belirtmişlerdir (159). Ayrıca, termomekanik yükleme sonrası glaze uygulanan materyallerin kırılma dayanımları, mekanik cila uygulanan gruba oranla daha fazla azalmıştır. Mekanik cila uygulanmasının antagonist materyali büyük ölçüde korurken seramik materyalin de mekanik özelliklerini iyileştirdiğini bildirmişlerdir. Zirkonyanın aşınmasının lösit ile güçlendirilmiş seramiğin aşınmasından daha az olduğunu bildirmişlerdir (159). Aynı çalışmada zirkonya

örnekler, ön işlemden bağımsız olarak en yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermiştir. Bununla birlikte, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik grubu ise en düşük kırılma dayanımı değerlerini sergilemiştir. Çalışmada değerlendirilen CAD/CAM monolitik kuron restorasyonlarının kırılma dayanımı değerleri, ~900 N olduğu bildirilen maksimum çiğneme kuvveti değerinden fazladır. Wiedenmann ve ark.'nın elde ettikleri bulgulara göre, test edilen tüm monolitik CAD/CAM restorasyonları klinik ortamda posterior bölgelerde bile uygulanan oklüzal kuvvetlere dayanabilmektedir (159). Bu tez çalışmasında da benzer şekilde test edilen monolitik CAD/CAM kuronları (monolitik zirkonya, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, polimer infiltre seramik, reçine nano seramik) posterior bölgedeki maksimum yükleri karşılayabilecek kırılma dayanımı değerleri (Cerasmart Grubu: $2275,89 \pm 501,14$ N, Initial LRF Grubu $2390,50 \pm 678,43$ N, Enamic Grubu $1920,90 \pm 398,10$ N, Preattau Grubu $3274,58 \pm 258,61$ N) sergilemiştir. Monolitik zirkonya grubunun aşınma ve kırılma dayanımının lösit ile güçlendirilmiş cam seramik grubundan anlamlı düzeyde yüksek olduğu sonucuna varılmıştır. Bu bulgu, zirkonyanın yoğun bir kristal yapıya sahip olmasından kaynaklanan üstün mekanik özelliklerini kanıtlayan çok sayıda araştırmacı ve çalışma grubu tarafından gözlemlenmiştir (171, 192, 193). Zirkonya materyalinde, iç streslere karşı koymak için tetragonal fazdan monoklinik faza bir dönüşüm gerçekleşir. Dönüşüm sertleşmesi olarak adlandırılan bu özellik, zirkonyanın kırılma dayanımını artırır (194).

İn vitro çalışmalarda test edilen materyallerin termomekanik yükleme sonrası aşınma miktarlarını karşılaştırmak için 3B tarayıcıların kullanımı tarayıcı hassasiyetinin yüksek olması (~ 3 μ m) sebebiyle ve yükleme öncesi/sonrası taranan görüntülerin bir yazılım aracılığı ile karşılaştırılarak aşınmanın dikey, yatay komponentlerinin incelenebilmesi ve hacimsel kayıpların hesaplanabilmesi nedeniyle tercih edilen bir yöntemdir. Wiedenmann ve ark. yukarıda bahsedilen çalışmalarında monolitik kuronları termomekanik yükleme öncesi ve sonrası 3B tarayıcı (Laserscan 3D Pro, Willytec, Gräfelfing, Almanya) ile taramışlardır. Elde ettikleri öncesi ve sonrası görüntüleri bir 3B karşılaştırma ve kontrol yazılımı (Match 3D, Version 2.3, Willytec) aracılığıyla karşılaştırmışlardır ve hacim kaybını yine yazılım aracılığıyla hesaplamışlardır (159). Bu tez çalışmasında, örneklerin herbiri Solutionix C500 (Solutionix Inc, Güney Kore) üç boyutlu tarama cihazı ile tarandıktan sonra dual akslı çiğneme simülatöründe termomekanik yüklemeye gerçekleştirilmiştir. Yükleme sonrası örneklerin önce yüzey pürüzlülük değerleri kayıt altına alındı, sonrasında ikinci 3B taraması yapıldı. Yükleme

testi sonrası alınan ikinci görüntüler, birinci görüntülerle Geomagic Control X ((3D Systems Inc., Rock Hill, ABD, 2021 versiyonu) yazılımında karşılaştırıldı ve hacim kaybı miktarları hesaplandı. Literatürde 3B tarama ve karşılaştırma ile aşınma miktarlarını karşılaştıran çalışmaların bazılarında yalnızca aşınan alanın en derin yerinin sabit bir noktaya uzaklığı hesaplanarak (dikey komponent) karşılaştırılmıştır (186, 191, 195). Birçoğunda ise hacimsel farklar hesaplanmıştır (75, 196-198). Ancak, dikey ve hacimsel kayıplar arasında korelasyon olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir (153, 197). Bu nedenle hacimsel ölçüm yapmayan çalışmalar da karşılaştırma amaçlı değerlendirilebilir.

Santos ve ark. 2018 yılında, çiğneme simülatörü (49 N yük; 360,000 çiğneme döngüsü; 1 Hz frekans) kullanarak yaptıkları bir çalışmada; Vita Enamic'in doğal diş karşısındaki aşınma miktarlarını ve pürüzlülük değerini, üç farklı protetik restorasyon materyali ile (feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik ve monolitik zirkonya) karşılaştırmışlardır (17). Materyallerin termomekanik yükleme sonrası aşınma miktarlarını, yükleme öncesi ve sonrası elde ettikleri görüntüleri 3B yazılım aracılığıyla karşılaştırarak ve hacimsel farklarını hesaplayarak ölçmüşlerdir. Monolitik zirkonyanın ölçülebilir bir aşınmaya maruz kalmadığını ve test sonrasında zirkonya yüzeyinin daha pürüzsüz hale geldiğini belirtmişlerdir (17). Benzer şekilde, Chen ve ark. yaptıkları bir çalışmada zirkonya yüzeylerinin; küçük tane boyutu ve yüksek sertliği nedeniyle, test sırasında zamanla daha az pürüzlü olma eğilimindedir sonucuna ulaşmışlardır (199). Zirkonyanın yüksek eğilme mukavemeti ve kırılma dayanımı, yüzeydeki mikro çatlakların oluşmasını ve bunun sonucunda aşınmaya bağlı pürüzlü yüzey oluşumunu önler (200). Santos ve ark.'nın çiğneme simülatörü ile yaptıkları çalışmada, Vita Enamic materyali en fazla aşınma gösteren grup olarak bildirilmiştir. SEM analizinde, polimer infiltre seramik grubunda yüzey pürüzlülüğünün artmasına bağlı olarak aşınma miktarının daha fazla olduğu gösterilmiştir (17). Protetik materyal ile tüberkül arayüzünde ortaya çıkan pürüzlü yüzey daha fazla aşınmaya neden olabilir. Ölçülebilir aşınmaya maruz kalan ve incelenen protetik materyaller arasında, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğin en düşük aşınma miktarı gösterdiğini bildirmişlerdir. Yaptıkları XRD analizine göre, amorf bir yapı sunan feldspatik sermiğin aksine, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğin, camsı bir matriks üzerinde dağılmış kristal fazdan oluştuğunu ve bunun kırılma dayanımını artırdığını belirtmişlerdir. Kristaller çatlak ilerlemesini azaltarak kırılma dayanımının artmasını sağlar (17). Bu tez çalışmasında,

Santos ve ark.'nın elde ettikleri bulguları destekler şekilde, monolitik zirkonyanın çiğneme simülasyonu sonrası pürüzlülük değerinin diğer test edilen materyallerden anlamlı düzeyde düşük olduğu bulunmuştur. Ayrıca, Vita Enamic Grubu'nun (polimer infiltre seramik) çiğneme simülasyonu sonrası ortalama hacim kaybı değerinin, monolitik zirkonya ve lösit ile güçlendirilmiş seramikten fazla olduğu bulunmuştur. Vita Enamic'in monolitik zirkonya ve cam seramiğe oranla daha fazla hacim kaybına uğraması, mikroyapısal olarak polimerik matrikse sahip olması ve yükleme sonrası pürüzlülük değerinin daha fazla olmasıyla açıklanabilir.

CAD/CAM materyallerinin termomekanik yükleme (50 N mekanik yük; 1.2×10^6 çiğneme döngüsü; 1.6 Hz frekans; 5- 55°C termal döngü) sonrası mekanik özelliklerini inceleyen ve karşılaştıran başka bir çalışma Kim ve ark.'nın gerçekleştirdiği, 2020 yılında yayınlanan bir in vitro çalışmadır (158). Bu çalışmada, bar şeklinde üretilen protetik materyaller (feldspatik seramik, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik, polimer infiltre seramik ve reçine nano seramik) çiğneme simülatöründe, yapay (steatit, $MgOSiO_2$) antagoniste karşı, termomekanik yükleme testi gerçekleştirilmiştir. Çiğneme simülasyonu sonrasında en yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip materyallerin polimer infiltre seramik (Vita Enamic) ve reçine nano seramik (GC Cerasmart) olduğunu belirtişlerdir. Ayrıca, materyallerin çiğneme simülasyonu sonrası Vickers sertlik değerleri incelendiğinde reçine nano seramiğin çiğneme simülasyonu sonrasında en düşük sertlik değerlerini sergilediğini belirtmişler. Bu tez çalışmasında; Kim ve ark.'nın elde ettikleri bulgularla benzer şekilde, test edilen monolitik protetik materyaller arasında, çiğneme simülasyonu sonrası, polimer infiltre seramik (Vita Enamic) ve reçine nano seramik grubunun (GC Cerasmart) yüzey pürüzlülüğünün monolitik zirkonya ve lösit ile güçlendirilmiş seramik gruplarından anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca, çiğneme simülasyonu sonrası, diğer çalışmaların (157, 201) sonuçlarıyla benzer şekilde Cerasmart Grubu en düşük Vickers sertlik değerlerini sergilemiştir. Enamic ve Cerasmart Grubu'nda çiğneme simülasyonu sonrası diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha fazla hacim kaybı olduğu tespit edilmiştir. Kim ve ark. Vita Enamic ve GC Cerasmart'ın çiğneme simülasyonu sonrası en fazla yüzey pürüzlülüğü ve en düşük sertlik değerlerini sergilemelerinin yapılarındaki polimerik matriksin çiğneme simülasyonu esnasında nemden ve ısı döngüden daha fazla etkilenmesinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında da polimerik

matrikse sahip materyallerin daha fazla hacim kaybına uğramış olmaları materyallerin çiğneme esnasında pürüzlülüğündeki bu artış ile açıklanabilir.

Mormann ve ark. yaptıkları bir in vitro çalışmada, monolitik CAD/CAM restoratif materyallerinden (monolitik zirkonya, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, feldspatik seramik, polimer infiltre seramik, reçine nano seramik) ve diş minesinden ürettikleri örnekleri çiğneme simülatöründe termomekanik yüklemeye (49 N mekanik yük; $1,2 \times 10^6$ döngü; 1.7 Hz frekans; 5-50°C termal döngü) maruz bırakmışlardır (185). Antagonist materyal olarak çekilmiş dişlerden elde ettikleri diş minesini kullanmışlardır. Yükleme sonrası aşınma miktarları; yüklemeden önce ve sonra gerçekleştiren 3B yüzey analiz cihazı (3DS, PPK, Zurich, İsveç) aracılığıyla belirlenmiştir. Ayrıca, örneklerin sertlik değerleri ve pürüzlülük değerleri de incelenmiştir. Termomekanik yükleme sonrası monolitik zirkonyanın aşınma miktarının, diğer monolitik CAD/CAM materyallerinden anlamlı düzeyde düşük olduğunu belirtmişlerdir. Zirkonyanın sertlik değerinin polimer infiltre seramikten ve reçine nano seramikten anlamlı düzeyde yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Polimer infiltre seramiğin sertliğinin, mineye ve cam seramiklere oranla anlamlı düzeyde düşük olduğunu ve reçine nano seramiğin sertliği ile anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Pürüzlülük değerlerinin ise zirkonya için en düşük, reçine nano seramik için en yüksek olduğunu göstermişlerdir (185). Bu tez çalışmasında da Mormann ve ark. yaptığı çalışmada olduğu gibi monolitik zirkonyanın aşınma dayanımının ve sertliğinin; polimer infiltre seramik ve reçine nano seramik materyallerinden anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Ayrıca, yine bu çalışmanın bulgularıyla benzer şekilde monolitik zirkonyanın çiğneme simülasyonu sonrası pürüzlülük değerlerinin en düşük; reçine nano seramiklerin ise en yüksek olduğu belirlenmiştir. Zirkonyanın yüksek mukavemet ve tokluğunun, yüzey özelliklerini ve sürtünme katsayısını zaman içinde değişmeden koruyarak, stres altında yüzey hasarına direnmesini sağladığı daha önce yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (9).

Ludovichetti ve ark. çiğneme simülatörü kullanarak (15 N mekanik yük; 200.000 çiğneme döngüsü; 1 Hz frekans) yaptıkları bir çalışmada, CAD/CAM monolitik materyallerin (lityum disilikat cam seramik, polimer infiltre seramik, reçine nano seramik) aşınma dayanımlarını, sertliklerini ve yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır (9). Elde ettiklere bulgulara göre Lava Plus'ın (monolitik zirkonya)

en yüksek sertliğe sahip materyal olduğunu, ardından lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD), polimer infiltre seramik (Vita Enamic) ve ardından reçine nano seramiğin (Lava Ultimate) geldiğini belirtmişlerdir. Ayrıca, polimer infiltre seramiğin ve reçine nano seramiğin en yüksek yüzey pürüzlülüğünü gösterdiğini belirtmişlerdir (9). Araştırmacılar, polimer infiltre seramik ve reçine nano seramiğin daha fazla aşınmasını bu materyallerin karşılaştırılan diğer materyallere oranla daha düşük elastisite modülüne ve sertlik değerlerine sahip olması ile açıklamışlardır. Ludovichetti ve ark.'nın elde ettikleri bulgular bu tez çalışmasındaki sonuçları destekler şekildedir.

2022 yılında, Laborie ve ark. CAD/CAM monolitik materyallerin aşınma davranışı ile ilgili 310 makaleyi tarayarak bir sistematik derleme yapmışlardır. En yaygın olarak incelenen malzemelerin; iki reçine nano seramik (Lava Ultimate ve GC Cerasmart), bir polimer infiltre edilen seramik (Vita Enamic) ve bir lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD) olduğunu bildirmişlerdir. Elde ettikleri bulgulara göre polimerik matrikse sahip materyaller arasında polimer infiltre seramik (Vita Enamic), reçine nano seramiklerden daha az aşınma göstermiştir. Reçine nano seramik materyaller arasında ise GC Cerasmart'ın daha az aşınmaya sahip olduğu ve karşıt dişlerde daha az aşınmaya sebep olduğunu tespit etmişlerdir (202). 2019 yılında Aladağ ve ark.'nın yaptıkları bir in vivo çalışmada, 24 hastanın birinci molar dişleri monolitik kuronlarla restore edilmiştir. 6 ay sonra kuron retorasyonlarındaki aşınma miktarları 3B tarayıcı ve yazılım ile hacimsel olarak hesaplanmıştır. Reçine nano seramik (GC Cerasmart) grubunun hacim kaybının polimer infiltre seramik (Vita Enamic) grubundan anlamlı düzeyde fazla olduğu bulunmuştur (203). Bu tez çalışmasında da Laborie ve ark.'nın yaptıkları derlemeleden elde ettikleri bulgulara ve Aladağ ve ark.'nın yaptıkları in vivo çalışmadan elde ettikleri bulgulara benzer şekilde polimer infiltre seramiğin (Vita Enamic) aşınma dayanımının reçine nano seramiğe (GC Cerasmart) oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir fakat aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Reçine nano seramiğin (GC Cerasmart), polimer infiltre seramikten (Vita Enamic) daha fazla aşınmasının sebebinin; materyaldeki reçine doldurucu miktarının daha fazla olmasından ve polimer infiltre seramiğin yüksek miktarda seramik içeren, iç içe geçen özel polimerik ağ yapısından kaynaklandığı belirtilmiştir (204). GC Cerasmart, reçine matriks yapısında (ağırlıkça %29) Bis-MEPP, UDMA ve DMA içerir. Vita Enamic ise polimerik matrikslerinde (ağırlıkça %14)

UDMA ve TEDGMA içerir. Materyallerin aşınmaya karşı dirençlerinin farklı olması; materyallerin polimer bileşimindeki bu farklılıklar ile açıklayabilir (204).

Nishioka ve ark. 2018’de yayınlanmış bir çalışmalarında beş farklı monolitik CAD/CAM materyallerinin (feldspatik seramik, polimer infiltre seramik, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik ve monolitik zirkonya seramik) mekanik yükleme (100 000 döngü, 10 Hz) sonrası kırılma dayanımlarını araştırmışlardır (205). Elde ettikleri bulgulara göre, bu tez çalışmasının bulgularıyla benzer şekilde, monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımları, polimer infiltre seramikten ve diğer test edilen materyallerden yüksektir.

Swain ve ark. yaptıkları bir çalışmada; feldspatik seramik (Vita Mark 2, Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya), polimer infiltre seramik (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya), ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikten (IPS e.maxCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ürettikleri molar kuronların mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Polimer infiltre seramiğin (Vita Enamic) daha düşük sertlik ve elastisite modülüne sahip olmasına rağmen, mevcut seramiklerle kıyaslanabilir kırılma dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir (160). Çalışmamızda, bu çalışmanın sonuçlarını destekler şekilde, materyaller arasında sertlik ve kırılma dayanımı değerleri bakımından yapılan karşılaştırmada: Polimer infiltre seramiğin (Vita Enamic) sertlik değerlerinin lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (Initial LRF) ve monolitik zirkonyaya (Zirkonzahn Prettau) oranla istatistiksel olarak düşük olduğu bulunmuştur. Ayrıca, polimer infiltre seramiğin (Vita Enamic) kırılma dayanımı ile reçine nano seramik (GC Cerasmart)ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğin (Initial LRF) kırılma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Monolitik zirkonyanın (Zirkonzahn Prettau) mekanik özelliklerinin ise diğer tüm gruplardan üstün olduğu bulunmuştur. Polimer infiltre seramiğin (Vita Enamic) kırılma dayanımının monolitik zirkonyadan anlamlı düzeyde düşük olması; daha önce de belirtildiği gibi zirkonyanın dönüşüm sertleşmesi özelliği ve polimer infiltre seramik materyalinin polimerik matrikse sahip olması ile açıklanabilir.

Kashkari ve ark.’ı 2019 yılında yayınlanan çalışmalarında, monolitik zirkonya (Zirkonzahn, Bruneck, İtalya), lityum disilikat cam seramik (LDS, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikten (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) hazırlanan molar kuronların çiğneme

simülasyonu sonrası kırılma dayanımları karşılaştırmıştır (206). Elde ettikleri bulgulara göre test edilen tüm materyaller posterior bölgedeki maksimum kuvvetleri (~ 900N) karşılayabilecek kırılma dayanıma sahiptir ve monolitik zirkonyanın kırılma dayanımı cam seramik materyallerden anlamlı düzeyde yüksektir (206). Sun ve ark. yaptıkları in vitro çalışmadan elde ettikleri bulgulara göre; monolitik zirkonya ve monolitik cam seramik CAD/CAM materyallerinde tipik olarak katastrofik kırık (Tip V) gözlemlendiği bildirmişlerdir (171). Benzer şekilde, bu tez çalışmasında da monolitik zirkonya (Prettau Grubu) ve cam seramik materyallerinde (GC Initial LRF Grubu) en sık rastlanan kırık tipinin, Tip V (Burke Sınıflaması) olduğu gözlenmiştir. Diğer çalışmalarda belirtildiği üzere, yüksek elastisite modülüne sahip rijit materyallerin, stresi dağıtmadan, kuvvetleri doğrudan olarak diş/restorasyon arayüzüne ilettikleri ve bu durumun katastrofik kırıklara yol açtığı düşünülmektedir (207, 208).

Mendonca ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada; lityum disilikat (IPS e.max CAD), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity), reçine nano seramik (GC Cerasmart) ve polimer infiltre seramikten (Vita Enamic) ürettikleri posterior kuron restorasyonlarının Vickers sertlik değerleri, kırılma dayanımları ve kırık tipleri karşılaştırılmıştır (209). Araştırmacılar, çalışmada kullanılan tüm CAD/CAM kuron materyallerinin, yüksek kırılma dayanımı değerleri sergileyerek, posterior tam kuron restorasyonlar için mekanik açıdan endike olduğunu bildirmişlerdir. Cam seramiklerde, yıkıcı ve onarılamaz kırılma modelleri (Tip IV, Tip V) daha fazla gözlenirken, hibrit seramik materyallerde minimal kırık-çatlak meydana gelmesi şeklinde tanımlanan 'Tip I' ve restorasyonun yarısından küçük bir kısmında ayrılma olması şeklinde tanımlanan 'Tip II' kırılma modellerinin daha yaygın olduğunu beirtmişlerdir (209). Bu tez çalışmasında da kırık gözlenene kadar yük uygulanan örnekler kırıldıktan sonra incelenerek Burke sınıflamasına göre kırık tipi analizi yapılmıştır (Tablo 3-5). Mendonca ve ark.'nın elde ettiği bulgularla benzer şekilde hibrit seramiklerde (GC Cerasmart ve Vita Enamic) en çok 'Tip I' kırık gözlenirken; cam seramiklerde (GC Initial LRF) en çok 'Tip V' kırık olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgular hibrit seramiklerin kuvvet absorpsiyonu özelliği ve sertliklerinin az olması ile açıklanabilir. Cam seramik ve zirkonya seramiklerin sertlikleri ve elastisite modülleri yüksek olduğu için kırılma tipi daha agresiftir. Vickers sertlik değerleri polimer infiltre seramikten (Vita Enamic) düşük olan reçine nano seramikte (GC Cerasmart), polimer

infiltrate seramiğe oranla ‘Tip I’ kırığın daha fazla gözlenmiş olması bu bulguları desteklemektedir.

Güleç ve Sarıkaya, 2022 yılında, yaptıkları bir in vitro çalışmada monolitik CAD/CAM materyallerinden (GC Cerasmart, Vita Enamic ve IPS e.max CAD) (n=10) elde ettikleri kuronları çekilmiş dişler üzerine simante etmişlerdir. Elde ettikleri örneklere çiğneme simülatöründe termomekanik yükleme (1,1 Hz; yanal hareket: 1 mm; dikey hareket: 2 mm; 1,200,000 çiğneme döngüsü ve $\pm 5-55$ °C termal siklus) uyguladıktan sonra Universal Test Cihazında kırılana kadar yük uygulayarak kırılma dayanımını değerlerini karşılaştırmışlardır (210). Elde ettikleri bulgulara göre reçine nano seramik (GC Cerasmart) kuronların (2578.99 ± 575.9 N) çiğneme simülasyonu sonrası ortalama kırılma dayanımı değeri polimer infiltrate seramik (Vita Enamic) kuronlardan ($1978,71 \pm 364,05$ N) anlamlı düzeyde yüksektir. Reçine nano seramik kuronların polimer infiltrate kuronlara oranla kırılmaya karşı daha dayanıklı olmasının sebebinin kuvvet absorpsiyonu özelliğinin polimer infiltrate kuronlara oranla daha iyi olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir (210). Ayrıca, Lim ve arkadaşlarına göre nano seramiklerin, nano boyutlu partikül yapısı, partiküllerin daha yoğun ve homojen bir dağılmasını sağlar ve çatlak ilerlemesinin önlenmesini sağlar. Böylece, materyalin kırılma dayanımı artar (211). Badawy ve ark. tek seans CAD/CAM materyallerinin kırılma dayanımlarını inceledikleri bir in vitro araştırmada, reçine nano seramiğin (Lava Ultimate) kırılma dayanımını, polimer infiltrate seramikten (Vita Enamic) istatistiksel olarak yüksek bulmuşlardır (212). Reçine nano seramiğin kırılma dayanımını daha yüksek olması; nano partiküllerin boşluk içermeyen bir yapı meydana getirerek çatlak ilerlemesini ya da oluşmasını engellemesi ile açıklanmaktadır (212). Bir materyaldeki partikül boyutu küçüldükçe kırılma dayanımı artmaktadır. Nano teknolojinin başka bir avantajı ise inorganik matriksin reçine matriks içinde daha homojen bir dağılım sergilemesidir. Belli ve ark.’na göre reçine nano seramiğin (Lava Ultimate) nano partikül yapısı sayesinde reçine ve seramik matriks birbirine homojen bir dağılım gösterirken, polimer infiltrate seramikte (Vita Enamic) ise polimerler, seramik yapısı içindeki gözeneklere nüfuz eder ve bu gözeneklerde şeritler halinde bulunur (51). Bu yapı, Vita Enamic’in elastisite modülünü artırarak daha rijit davranmasına ve kırılabilirliğini arttırmasına yol açar (51). Bu tez çalışmasında elde edilen bulgulara göre de reçine nano seramiğin (GC Cerasmart) çiğneme simülasyonu sonrası ortalama kırılma dayanımı değeri ($2275,89 \pm 501,14$ N), polimer infiltrate seramikten (Vita Enamic)

(1920,90±398,10 N) yüksektir. Ancak, iki grup arasında fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Bu tez çalışmasının limitasyonları in vitro deney koşullarının in vivo koşulları tam olarak sağlayamamasıdır. İn vitro çalışmalar, ağız içi koşulların laboratuvar ortamına aktarılmasına rağmen, klinik koşulları tam anlamıyla yansıtmakta yetersiz kalabilirler. İn vitro çalışmalar farklı materyallerin farklı koşullar altında değerlendirilebilmesine olanak sağlarlar. Ancak, kişilerin diyet tarzı, oklüzal morfolojileri, kas aktiviteleri, ağız içinde meydana gelen ısı değişiklikleri ve tükürük yapısı gibi faktörlerin, mekanik kurulumlar veya cihazlar ile tam olarak taklit edilebilmesi mümkün değildir. Dental restoratif materyallerin aşınmasını ölçmek için çeşitli in vitro tribolojik testler önerilmiştir (213). Bir malzemenin klinik uygulanabilirliği doğrulandıktan sonra, klinik izleme çalışmaları gerçekleştirilerek bu bulguların doğrulanması ve desteklenmesi önemlidir. Materyallerin klinik kullanılabilirliği değerlendirilirken, aşınma ve kırılma dayanımlarının araştırılması materyalin ağız içi sağkalım süresinin anlaşılması ve sağlanan oklüzyonun uzun süre korunabilmesi açısından çok önemlidir. Literatüre bakıldığında, monolitik CAD/CAM kuron restorasyonları ile ilgili yapılan klinik takip çalışmalarının sayısının az olduğu görülmektedir. Literatürde mevcut in vitro çalışmalar arasında standartlaştırma eksikliği bulunmaktadır. Bu nedenle elde edilen bulguların daha fazla in vitro ve in vivo çalışmalarla doğrulanması ve güçlendirilmesi gerekir. Bu nedenlerle, bu tez çalışmasında dört farklı kimyasal yapıya sahip monolitik CAD/CAM materyalinin aşınma ve kırılma dayanımları, aşınma sonrası pürüzlülük ve sertlik değerleri in vitro olarak incelenmiştir. Günümüzde kullanılan monolitik CAD/CAM materyallerinin aşınma davranışının ve kırılma dayanımının değerlendirildiği klinik takip çalışmalarının yapılması gerekmektedir. Bu tez çalışmasında materyallerin karşıt materyaldeki ya da minedeki aşınmasına değil yalnızca kendi aşınma miktarları karşılaştırılmıştır. Çekilmiş dişlere dayalı in vitro çalışmaların standardizasyonu, dişlerin yaşı, boyutu, anatomisi ve saklama koşulları gibi değişken faktörler nedeniyle zordur. Bu çalışmada aşınma dayanımı yüksek olan paslanmaz çelik materyalden antagonist aşındırıcı uçlar kullanılmıştır. Çiğneme simülatörünün bir diğer sınırlaması diş fırçalamayı taklit etmiyor olmasıdır. Materyallerin belli bir süreye karşılık gelen aşınma dayanımlarını değerlendirilirken çiğneme simülasyonuna ek olarak materyaller diş fırçalama düzeneğinde de yaşlandırılabilir.

Teknolojideki ve materyallerdeki gelişmeler ilerledikçe CAD/CAM monolitik kuronların kullanımı diş hekimleri için rutin haline gelmiştir. Fakat literatürde ağız içi koşullarının iyi taklit edildiği cihazlarla ve kuron şeklinde örneklerle yapılan aşınma ve kırılma çalışmaları henüz yeterli değildir. Ağız içi çiğneme koşullarının en az bir yıl kullanımının taklit edildiği daha çok in vitro çalışmaya ve bu çalışmaların desteklenmesi için daha çok in vivo takip çalışmasına ihtiyaç vardır.



6. SONUÇ

1. Bu çalışmadan elde edilen verilere göre farklı kimyasal bileşene sahip monolitik CAD/CAM kuronların aşınma ve kırılma dayanımları farklılık gösterir.
2. Materyaller arasında pürüzlülük değerleri bakımından yapılan karşılaştırmada; reçine nano seramik materyalinin (GC Cerasmart) pürüzlülük değerinin zirkonya (Zirkonzahn Preattau) ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramik materyallerine (GC İnitiaL LRF) göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Çalışmamızda kullanılan monolitik CAD/CAM seramiklerin termomekanik yükleme sonrası pürüzlülük değerleri yüksekten düşüğe; GC Cerasmart, Vita Enamic, GC İnitiaL LRF ve Zirkonzahn Prettau olarak tespit edilmiştir.
3. Monolitik zirkonya (Zirkonzahn Preattau) ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğin (GC İnitiaL LRF) aşınma dayanımı reçine matriks seramiklerden (Vita Enamic ve GC Cerasmart) istatistiksel olarak yüksektir. Çalışmamızda kullanılan monolitik CAD/CAM seramiklerin termomekanik yükleme sonrası aşınma dayanımları yüksekten düşüğe; Zirkonzahn Prettau, GC İnitiaL LRF, Vita Enamic ve GC Cerasmart olarak tespit edilmiştir.
4. Reçine matriks seramiklerin (Vita Enamic, GC Cerasmart) aşınma dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.
5. Reçine matriks seramiklerin (Vita Enamic ve GC Cerasmart) sertlik değerleri monolitik zirkonyaya oranla istatistiksel olarak düşüktür. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik materyalinin (GC İnitiaL LRF) sertlik değeri reçine nano seramik materyaline (GC Cerasmart) göre istatistiksel olarak yüksektir. Çalışmamızda kullanılan monolitik CAD/CAM seramiklerinin termomekanik yükleme sonrası Vickers sertlik değerleri yüksekten düşüğe; Zirkonzahn Prettau, GC İnitiaL LRF, Vita Enamic ve GC Cerasmart olarak tespit edilmiştir.
6. Monolitik zirkonyanın (Zirkonzahn Preattau) kırılma dayanımı, diğer materyallerden istatistiksel olarak yüksektir. Diğer materyaller arasında

istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Çalışmamızda kullanılan monolitik CAD/CAM seramiklerinin kırılma dayanımları yüksekte düşüğe; Zirkonzahn Prettau, GC Initial LRF, GC Cerasmart ve Vita Enamic olarak tespit edilmiştir.

7. Materyallerin kırık tipleri Burke sınıflamasına göre incelendiğinde; reçine matriks seramiklerde (Vita Enamic, GC Cerasmart) daha yüksek oranda, restorasyonda minimal çatlak-kırık gözlenmesi şeklinde tanımlanan Tip I kırık olduğu tespit edilmiştir. Sertlik değerleri daha yüksek olan monolitik zirkonya ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramikte ise daha yüksek oranda, restorasyonun yarısından fazlasının diş yüzeyinden ayrılması şeklinde tanımlanan Tip IV kırık olduğu tespit edilmiştir.
8. Çalışmada kullanılan tüm materyaller, molar bölgedeki yükleme koşullarını (720 N) (214) ve ortalama ısırma kuvvetlerini karşılayabilecek kırılma dayanımı değerleri sergilemiştir (Cerasmart Grubu: 2275,89±501,14 N, Initial LRF Grubu 2390,50±678,43 N, Enamic Grubu 1920,90±398,10 N, Prettau Grubu 3274,58±258,61 N).

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar ışığında, çalışmada değerlendirilen monolitik CAD/CAM materyallerinin kırılma dayanımları posterior bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek düzeydedir. Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımı diğer materyallerden istatistiksel olarak yüksektir. Diş hekimi; posterior kuron restorasyonu için hastaya özgü koşulları (diyet şekli, brüksizm varlığı vb.) değerlendirdikten sonra, bu tez çalışmasında değerlendirilen dört CAD/CAM materyalinden birini tercih edebilir. Diş hekimi, materyal seçiminde bu anlamda özgürdür; fakat materyallerin uzun süre aşınmadan anatomik formunu koruması ve hastaya sağlanan optimum oklüzyonun sürdürülmesi açısından çok önemlidir. Hibrit seramikler elastisite modüllerinin dentine yakın olması, hızlı frezelenmesi ve tamir kolaylığı gibi sebeplerle tercih edilmektedir. Ancak, değerlendirilen materyaller arasında hibrit seramiklerin pürüzlülük değerleri ve hacim kaybı değerleri cam seramik ve monolitik zirkonyaya oranla yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu sebeple, hastaya teslim edilen hibrit seramik kuron restorasyonlarının en az bir yıllık aralıklarla kontrol edilmesi ve intra oral mekanik cila frezleri ile cilalanması önerilir.

Bu tez çalışmasının ilerde yapılacak olan in vivo takip çalışmalarıyla birlikte monolitik CAD/CAM materyallerinin klinik öngörülebilirliğini artırması ve böylece diş hekiminin materyal seçimine yardımcı olması amaçlanmıştır.



KAYNAKLAR

1. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):18-32.
2. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):557-62.
3. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.
4. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
5. Att W, Stamouli K, Gerds T, Rudolf Strub J. Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2007;65(1):14-21.
6. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(8):641-52.
7. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):702-4.
8. Quinn GD, Hoffman K, Quinn JB. Strength and fracture origins of a feldspathic porcelain. *Dental Materials*. 2012;28(5):502-11.
9. Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(2):318. e1-. e8.
10. Gregory-Head B, Curtis DA. Erosion caused by gastroesophageal reflux: diagnostic considerations. *Journal of Prosthodontics*. 1997;6(4):278-85.
11. Smith BG, Bartlett DW, Robb ND. The prevalence, etiology and management of tooth wear in the United Kingdom. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(4):367-72.
12. Wedel A, Borrmann H, Carlsson G. Tooth wear and temporomandibular joint morphology in a skull material from the 17th century. *Swedish dental journal*. 1998;22(3):85-95.
13. Rekow D, Thompson V. Near-surface damage-a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2005;219(4):233-43.
14. Heintze S, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials*. 2008;24(4):433-49.
15. Heintze S. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*. 2006;22(8):712-34.
16. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear?: overview of existing methods. *Dental materials*. 2006;22(8):693-701.
17. Santos F, Branco A, Polido M, Serro A, Figueiredo-Pina C. Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic® vs commonly used dental ceramics through chewing simulation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018;88:251-60.

18. Heintze S, Faouzi M, Rousson V, Özcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental Materials*. 2012;28(9):961-73.
19. Southan DE. The development and characteristics of dental porcelain. *Australian Dental Journal*. 1970;15(2):103-7.
20. Van Dijken J. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 1999;20(12):1115-24, 26 passim; quiz 36.
21. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R. Contemporary fixed prosthodontics-e-book: Elsevier Health Sciences; 2022.
22. Piddock V, Qualtrough A. Dental ceramics—an update. *Journal of dentistry*. 1990;18(5):227-35.
23. Tatal Z, Yamaner IS, Tuncer E. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2015;25:157-66.
24. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *The Saudi Dental Journal*. 2020;32(8):365-72.
25. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *Journal of adhesive dentistry*. 2001;3(1).
26. Krejci I, Lutz F, Reimer M. Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. *Quintessence International*. 1994;25(3).
27. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2009;25(1):121-8.
28. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2009;18(8):645-8.
29. Rekow E, Silva N, Coelho P, Zhang Y, Guess P, Thompson V. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of dental research*. 2011;90(8):937-52.
30. Hamza TA, Sherif RM. Fracture resistance of monolithic glass-ceramics versus bilayered zirconia-based restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(1):e259-e64.
31. Silva LHd, Lima Ed, Miranda RBdP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*. 2017;31.
32. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*. 2017;61(4):797-819.
33. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3).
34. Atala MH, Gul E. How to strengthen dental ceramics. *Int J Dent Sci Res*. 2015;3(1):24-7.
35. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;22(1):49-60.
36. Crispin BJ. Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals: Quintessence Publishing (IL); 1994.
37. Korkmaz C. Tam seramiklerin dişhekimliğindeki yeri. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014;24(Supplement 8):136-40.
38. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*. 1991;16(4):149-56.

39. Özpinar B, Dündar M, Gökçe B, Çömlekoğlu E. Farklı yöntemlerle hazırlanan polikristalin seramik yüzeylerle farklı kalınlıklardaki üst yapı porselenlerin mikroçekme bağ dayanımlarının araştırılması. Ege Üniversitesi Araştırma Projesi İzmir. 2008;22-7.
40. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2012.
41. Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. Journal of dental research. 2002;81(7):487-91.
42. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. Open access Macedonian journal of medical sciences. 2018;6(9):1742-55.
43. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. J Conserv Dent. 2010;13(4):195.
44. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. International Journal of Prosthodontics. 1995;8:239-.
45. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. J Biomed Mater Res. 2000;53(4):297-303.
46. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. 2004;71(1):99-107.
47. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. The Journal of the American Dental Association. 2012;143(3):234-40.
48. Lupu M, Giordano R. Flexural strength of CAD/CAM ceramic framework materials. J Dent Res. 2007;88:224.
49. Wiedhahn K. From Blue to White: New High-strength Material for Cerec-IPS e. max CAD LT Aus Blau wird Weiß: Neues hochfestes Material für Cerec-IPS e. max CAD LT. International Journal of Computerized Dentistry. 2007;10:79-91.
50. Vita CAD/CAM Materials: Vita Zahnfabrik; [02/01/2023]. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-44049.html>.
51. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. Dental Materials. 2017;33(1):84-98.
52. Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V, Höland W. Influence of ZrO₂ on the crystallization and properties of lithium disilicate glass-ceramics derived from a multi-component system. Journal of the European Ceramic Society. 2007;27(2-3):1571-7.
53. Krüger S, Deubener J, Ritzberger C, Höland W. Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application. International Journal of Applied Glass Science. 2013;4(1):9-19.
54. Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. Quintessence International. 1992;23(1).
55. Huels A, Rinke S, Tsigaras A, Roediger M. An 18-year retrospective evaluation of glass-infiltrated alumina crowns. Quintessence International. 2011;42(8):625-33.

56. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*. 2010;3(1):351-68.
57. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2005;21(10):984-91.
58. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(1):4-9.
59. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*. 2017;33(1):99-109.
60. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*. 2013;29(12):1201-8.
61. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics*. 2004;48(2):531-44.
62. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental materials*. 2011;27(6):527-34.
63. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*. 2013;29(4):419-26.
64. Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal*. 2014;33(1):79-85.
65. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*. 2007;86(2):142-6.
66. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*. 2008;24(3):289-98.
67. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*. 2010;26(8):807-20.
68. Almeida-Junior AA, Longhini D, Domingues NB, Santos C, Adabo GL. Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear bond strength of bilayered porcelain/3Y-TZP specimens. *Journal of dentistry*. 2013;41(4):356-62.
69. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the american ceramic society*. 2009;92(9):1901-20.
70. Yıldırak M, Türker ŞB, Özkan Y. Zirkonyum oksit altyapı ve veneer seramik bağlantı mekanizması ve bağlantıyı etkileyen faktörler. *European Journal of Research in Dentistry*. 2019;3(1):63-8.
71. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *Journal of prosthodontics*. 2008;17(1):9-13.
72. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics international*. 2016;42(1):1077-85.
73. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*. 2016;32(12):e327-e37.
74. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;59:128-38.

75. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *Journal of dentistry*. 2014;42(12):1586-91.
76. Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(1):20-9.
77. Durkan R, Özkır SE. Protetik Diş Tedavisi Uygulamalarında Kullanılan Monolitik Zirkonya Seramik Sistemleri ve Kullanım Alanları. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2018; 45(3) 211-219.
78. Roualdes O, Duclos M-E, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina–zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2010;31(8):2043-54.
79. Liu P-R, Essig ME. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2008;29(8):2-8.
80. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(2):72-84.
81. Tapiea L, Lebonb N, Mawussic B, Chabouisd HF, Durete F, Attalf J. Understanding dental CAD/CAM for restorations—the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint *Dentale CAD/CAM-Systeme zum Zahnersatz verstehen—der digitale Workflow aus Sicht des Maschinenbaus*. *International journal of computerized dentistry*. 2015;18(1):21-44.
82. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems-a current overview. *International journal of computerized dentistry*. 2015;18(2):101-29.
83. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9):1289-96.
84. Altıncı P, Gülşen C, Alper Ö. Diş aşınmaları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*.3(2):352-60.
85. Heintze SD, Reichl F-X, Hickel R. Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods—A review. *Dental materials journal*. 2019;38(3):343-53.
86. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Azuma T, Karita K. Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004;31(4):327-34.
87. Po J, Kieser J, Gallo LM, Tésenyi A, Herbison P, Farella M. Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment. *Journal of dental research*. 2011;90(10):1206-10.
88. Attanasio R. An overview of bruxism and its management. *Dental Clinics of North America*. 1997;41(2):229-41.
89. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(5):485-91.
90. Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro SdA, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *International Journal of Prosthodontics*. 2005;18(4).
91. Türel V. Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2015;25:77-82.
92. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence international*. 2003;34(6).

93. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. *European journal of oral sciences*. 1996;104(2):151-5.
94. Hattab FN, Yassin OM. Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(2).
95. Silva AG, Martins CC, Zina LG, Moreira AN, Paiva SM, Pordeus IA, et al. The association between occlusal factors and noncarious cervical lesions: a systematic review. *Journal of Dentistry*. 2013;41(1):9-16.
96. Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(5):487-94.
97. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1991;3(1):14-9.
98. Atila E, Eden E. Dental erozyon: etiyoloji, tanı ve tedavi yaklaşımı. 2011.
99. Lussi A. Dental erosion: from diagnosis to therapy: Karger Medical and Scientific Publishers; 2006.
100. Carvalho TS, Colon P, Ganss C, Huysmans M-C, Lussi A, Schlüter N, et al. Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear—diagnosis and management. *Clinical oral investigations*. 2015;19(7):1557-61.
101. Wazani BE, Dodd M, Milosevic A. The signs and symptoms of tooth wear in a referred group of patients. *British dental journal*. 2012;213(6):E10-E.
102. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of dental research*. 1997;76(11):1799-807.
103. Ratledge DK, Smith BG, Wilson RF. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;72(2):194-203.
104. Mair L, Stolarski T, Vowles R, Lloyd C. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of dentistry*. 1996;24(1-2):141-8.
105. Bartlett D, Ganss C, Lussi A. Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs. *Clinical oral investigations*. 2008;12:65-8.
106. Kitasako Y, Sasaki Y, Takagaki T, Sadr A, Tagami J. Age-specific prevalence of erosive tooth wear by acidic diet and gastroesophageal reflux in Japan. *Journal of dentistry*. 2015;43(4):418-23.
107. Sulong MZAM, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(3):342-9.
108. Yap A, Teoh S, Hastings G, Lu C. Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(8):574-80.
109. EA H. Estetik ve zirkonyum dioksit çelişki mi. *Quintessence Int*. 2007;1:53-66.
110. Voruganti K. Dental materials: properties and manipulation. Nature Publishing Group UK London; 2008.
111. Jung Y-S, Lee J-W, Choi Y-J, Ahn J-S, Shin S-W, Huh J-B. 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):111-5.
112. Galo R, Contente MMMG, Galafassi D, Borsatto MC. Hardness and modulus of elasticity of primary and permanent teeth after wear against different dental materials. *European journal of dentistry*. 2015;9(04):587-93.
113. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *European journal of dentistry*. 2010;4(02):223-32.
114. Ye Y, Di P, Jia S, Lin Y. Occlusal force and its distribution in the position of maximum intercuspation in individual normal occlusion: A cross-sectional study.

Zhonghua kou Qiang yi xue za zhi= Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi= Chinese Journal of Stomatology. 2015;50(9):536-9.

115. Markarian RA, Galles DP, França FM. Dental implant-abutment fracture resistance and wear induced by single-unit screw-retained CAD components fabricated by four CAM methods after mechanical cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;128(3):450-7.

116. Krämer N, Rudolph H, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Effect of thermo-mechanical loading on marginal quality and wear of primary molar crowns. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2012;13:185-90.

117. Beschnidt S, Strub J. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(7):582-93.

118. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(4).

119. Carrier DD, Kelly JR. In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. *Journal of Prosthodontics*. 1995;4(4):237-42.

120. Arslanoğlu Z, Altan H, Kale E, Bilgiç F, Şahin O. Nanomechanical behaviour and surface roughness of new generation dental fissure sealants. *Acta Physica Polonica A*. 2016;130(1):388-93.

121. Tuncer D, Halaçoğlu DM, Çelik Ç, Arhun N. Bitirme ve Parlatma Sistemlerinin Farklı Tipteki Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi.

122. Kessler A, Kapor S, Erdelt K, Hickel R, Edelhoff D, Syrek A, et al. Two-body wear and fracture behaviour of an experimental paediatric composite crown in comparison to zirconia and stainless steel crowns dependent on the cementation mode. *Dental Materials*. 2021;37(2):264-71.

123. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry*. 2006;31(1):39-46.

124. Heintze S, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*. 2006;22(2):146-65.

125. Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi Y, Silikas N, Watts D. In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dental Materials*. 2003;19(5):393-8.

126. Skinner EW, Phillips RW. *Skinner's Science of dental materials*: WB Saunders Company; 1982.

127. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*. 2004;20(8):726-32.

128. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;515.

129. Anusavice KJ. *Dental ceramics*. Phillips' science of dental materials. 2003.

130. Zortuk M, Bolpaca P, Kilic K, Ozdemir E, Aguloglu S. Effects of finger pressure applied by dentists during cementation of all-ceramic crowns. *European journal of dentistry*. 2010;4(04):383-8.

131. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
132. Rad FAA, Succaria FG, Morgano SM. Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. *The Saudi Dental Journal*. 2015;27(2):63-9.
133. Ueda K, Gueth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental materials journal*. 2015;34(3):310-4.
134. Ramos GF, Monteiro EBC, Bottino MA, Zhang Y, de Melo RM. Failure probability of three designs of zirconia crowns. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2015;35(6):843.
135. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: case series. *International journal of dentistry*. 2015;2015.
136. Kalaycı BB, Bayındır F. Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2015;25:129-36.
137. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, et al. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta biomaterialia*. 2015;16:215-22.
138. Chang J-S, Ji W, Choi C-H, Kim S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(2):86-90.
139. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dental materials journal*. 2015;34(6):910-7.
140. Attia M. Evaluation of Wear and Surface Roughness of Different CAD/CAM Monolithic Ceramic Materials. *Egyptian Dental Journal*. 2021;67(3):2395-406.
141. Preattu Zirconia Bruneck, Italy [10/02/2023]. Available from: <https://zirkonzahn.com/ca/prettau-zirconia/prettau-zirconia>.
142. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(3):321-8. e2.
143. Pop-Ciutrla IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cîmpean SI, Ghinea R. Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28:S46-S55.
144. Kılınç H, Turgut S, Ayaz EA, Bağış B. Güncel nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyalleri. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2018;28(4):592-8.
145. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The journal of the American dental association*. 2010;141:5S-9S.
146. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2012;33(1):50, 2-8.
147. Gueth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*. 2013;32(6):865-71.

148. Magne P, Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clinical oral implants research*. 2011;22(2):195-200.
149. GC Cerasmart Product Description: GC Product; 2014 [02/03/2023]. Available from: www.gcamerica.com.
150. Acar Ö. Farklı yüzey hazırlıklarının CAD/CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*. 2016;33(3):121-5.
151. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental materials*. 2014;30(9):954-62.
152. Stober T, Bermejo J, Schwindling F, Schmitter M. Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *Journal of oral rehabilitation*. 2016;43(8):621-9.
153. Schmeiser F, Arbogast F, Ruppel H, Mayinger F, Reymus M, Stawarczyk B. Methodology investigation: Impact of crown geometry, crown, abutment and antagonist material and thermal loading on the two-body wear of dental materials. *Dental Materials*. 2022;38(2):266-80.
154. Hayashi S, Homma S, Takanashi T, Hirano T, Yoshinari M, Yajima Y. Wear properties of esthetic dental materials against translucent zirconia. *Dental Materials Journal*. 2019;38(2):250-6.
155. Çakmak G, Subaşı MG, Sert M, Yilmaz B. Effect of surface treatments on wear and surface properties of different CAD-CAM materials and their enamel antagonists. *The journal of prosthetic dentistry*. 2021.
156. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(2):199-202.
157. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*. 2016;32(11):e275-e83.
158. Kim S-H, Choi Y-S, Kang K-H, Att W. Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;128(1):79-88.
159. Wiedenmann F, Böhm D, Eichberger M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of different surface treatments on two-body wear and fracture load of monolithic CAD/CAM ceramics. *Clinical Oral Investigations*. 2020;24:3049-60.
160. Swain M, Coldea A, Bilkhair A, Guess P. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*. 2016;32(1):34-42.
161. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials*. 2012;28(4):449-56.
162. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(4):359-64.
163. DeLong R, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(1):42-8.
164. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002;10(1):15-22.

165. Khng KYK, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(5):617-23.
166. Wimmer T, Erdelt K-J, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. *Dental materials journal*. 2014;33(6):717-24.
167. Heintze S, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *dental materials*. 2011;27(2):e10-e9.
168. Heintze S, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *dental materials*. 2008;24(10):1352-61.
169. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of dentistry*. 2009;37(12):978-83.
170. Bencun M, Ender A, Wiedemeier DB, Mehl A. Fracture load of CAD/CAM feldspathic crowns influenced by abutment material. *Materials*. 2020;13(15):3407.
171. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;35:93-101.
172. Nawafleh N, Bibars AR, Al Twal E, Öchsner A. Influence of antagonist material on fatigue and fracture resistance of zirconia crowns. *European Journal of Dentistry*. 2020;14(02):200-5.
173. Aldegheishem A, Alfaer A, Brezavšek M, Vach K, Eliades G, Att W. Wear behavior of zirconia substrates against different antagonist materials. *Int J Esthet Dent*. 2015;10(3):468-85.
174. Mello PC, Coppedê AR, Macedo AP, Mattos MdGCd, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17:451-6.
175. Osiewicz MA, Werner A, Roeters FJ, Kleverlaan CJ. Wear of direct resin composites and teeth: considerations for oral rehabilitation. *European Journal of Oral Sciences*. 2019;127(2):156-61.
176. Miranda JS, de Carvalho RLA, de Carvalho RF, Borges ALS, Bottino MA, Özcan M, et al. Effect of different loading pistons on stress distribution of a CAD/CAM silica-based ceramic: CAD-FEA modeling and fatigue survival analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2019;94:207-12.
177. Barkmeier WW, Latta MA, Erickson RL, Wilwerding TM. Wear simulation of resin composites and the relationship to clinical wear. *Operative Dentistry*. 2008;33(2):177-82.
178. Reyes-Sevilla M, Kuijs R, Werner A, Kleverlaan C, Lobbezoo F. Comparison of wear between occlusal splint materials and resin composite materials. *Journal of oral rehabilitation*. 2018;45(7):539-44.
179. Wimmer T, Hufmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*. 2016;32(6):e127-e36.
180. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(4):269-78.

181. Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *dental materials*. 2008;24(4):502-7.
182. Mehl C, Scheibner S, Ludwig K, Kern M. Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Materials*. 2007;23(11):1382-9.
183. Nakashima J, Taira Y, Sawase T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *European Journal of Oral Sciences*. 2016;124(3):295-300.
184. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence International*. 2013;44(5).
185. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;20:113-25.
186. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hämmerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(1):102-12.
187. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dental Materials*. 1994;10(4):269-74.
188. Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(4):388-95.
189. Saiki O, Koizumi H, Akazawa N, Kodaira A, Okamura K, Matsumura H. Wear characteristics of polished and glazed lithium disilicate ceramics opposed to three ceramic materials. *Journal of oral Science*. 2016;58(1):117-23.
190. Pfefferle R, Lümke N, Wiedenmann F, Stawarczyk B. Different polishing methods for zirconia: impact on surface, optical, and mechanical properties. *Clinical Oral Investigations*. 2020;24:395-403.
191. Dondani JR, Pardeshi V, Gangurde A, Shaikh A, Mahule A, Deval P. Comparative Evaluation of Wear of Natural Enamel Antagonist Against Glazed Monolithic Zirconia Crowns and Polished Monolithic Zirconia Crowns: An In Vivo Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2022.
192. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*. 2017;48(5).
193. Kim JH, Lee S-J, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant dentistry*. 2013;22(1):66-70.
194. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*. 2013;57(4):236-61.
195. Luangruangrong P, Cook NB, Sabrah AH, Hara AT, Bottino MC. Influence of Full-Contour Zirconia Surface Roughness on Wear of Glass-Ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(3):198-205.
196. Fouda AM, Atta O, Kassem AS, Desoky M, Bourauel C. Wear behavior and abrasiveness of monolithic CAD/CAM ceramics after simulated mastication. *Clinical Oral Investigations*. 2022;26(11):6593-605.
197. Murbay S, Yeung SKW, Yip CY, Pow EHN. Assessing Enamel Wear of Monolithic Ceramics With Micro-CT and Intra-oral Scanner. *International Dental Journal*. 2022.

198. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(1):22-9.
199. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert review of medical devices*. 2016;13(10):945-63.
200. Ivoclar Vivadent A. IPS e. max CAD-On-Technical information. 2010.
201. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal*. 2015;34(6):881-7.
202. Laborie M, Naveau A, Menard A. CAD-CAM resin-ceramic material wear: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022.
203. Aladağ A, Oğuz D, Çömlekoğlu ME, Akan E. In vivo wear determination of novel CAD/CAM ceramic crowns by using 3D alignment. *The journal of advanced prosthodontics*. 2019;11(2):120-7.
204. Dayan SÇ, Mumcu E. Effect of different storage media on the microhardness and wear resistance of resin-matrix ceramics. *International Journal of Applied Ceramic Technology*. 2019;16(6):2467-73.
205. Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Brazilian oral research*. 2018;32.
206. Kashkari A, Yilmaz B, Brantley WA, Schricker SR, Johnston WM. Fracture analysis of monolithic CAD-CAM crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019;31(4):346-52.
207. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of dentistry*. 1999;27(4):275-8.
208. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent*. 1999;1(2):153-8.
209. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVDd, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):e587-e94.
210. Güleç C, Sarıkaya I. The influence of aging on the fracture load of milled monolithic crowns. *BMC Oral Health*. 2022;22(1):1-9.
211. Lim K, Yap AU-J, Agarwalla SV, Tan KB-C, Rosa V. Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24:447-52.
212. Badawy RE-S, El-Mowafy O, Tam L. Flexural properties of chairside CAD/CAM materials. *Dental and Medical Problems*. 2016;53(2):230-5.
213. Sajewicz E. On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials. *Wear*. 2006;260(11-12):1256-61.
214. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1981;46(4):443-9.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

MONOLİTİK CAD/CAM SERAMİK MATERYALLERİNİN YAPAY YAŞLANDIRMA SONRASI AŞINMA VE KIRILMA DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI_2

ORJİNALLİK RAPORU

% 18	% 17	% 3	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 8
2	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	% 5
3	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
4	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<% 1
5	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% 1
6	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<% 1