

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI**

**ÜÇ BOYUTLU YAZICI İLE FARKLI REZİNLERDEN
ÜRETİLEN DENTAL RESTORASYONLARIN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Buse ÇEBİ GÜL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Nagehan BAKİ

Doç. Dr. Fatih DEMİRCİ (İkinci Tez Danışmanı)

Uzmanlık Tezi 2023

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

**ÜÇ BOYUTLU YAZICI İLE FARKLI REZİNLERDEN ÜRETİLEN DENTAL
RESTORASYONLARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Buse ÇEBİ GÜL

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Nagehan BAKİ

Doç. Dr. Fatih DEMİRCİ (İkinci Tez Danışmanı)

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından TDH-
2023-3265 Proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA

2023

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLOLAR DİZİNİ	xii
1.GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Geçici Tek Diş Restorasyonları	3
2.1.1. Geleneksel Yöntemlerle Geçici Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller .	4
2.1.2. Frezeleme Tekniğiyle Geçici Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller.....	5
2.1.3. 3B Baskı Tekniğiyle Geçici Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller.....	6
2.2. Daimi Tek Diş Restorasyonları:	8
2.2.1. Geleneksel Yöntemler ve Frezeleme Yöntemi ile Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller	9
2.2.1.1. Metal Alaşımları	9
2.2.1.2. Seramikler.....	9
2.2.1.2.1. Cam Matriks Seramikler.....	9
2.2.1.2.2. Polikristalin Seramikler	10
2.2.1.2.3. Rezin Matriks Seramikler	11
2.2.1.3. Yüksek Performans Polimerleri	12
2.2.2. 3B Baskı Yöntemi ile Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller	13
2.2.2.1. Seramikler.....	13
2.2.2.2. Polimerler.....	14
2.3. CAD/CAM Sistemleri.....	15
2.3.1. CAD/CAM Sistemlerinin Temel Bileşenleri	15
2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	16
2.3.3. CAD/CAM İle Üretim Yöntemleri	17
2.3.3.1. Frezeleme Yöntemiyle Üretim.....	17
2.3.3.2. 3B Baskı Yöntemiyle Üretim.....	17
2.3.3.2.1. Diş Hekimliğinde 3B Yazıcı Sistemlerinde Üretim Teknolojileri	19
2.3.3.2.2. Baskı Sonrası İşlemler	23

2.4. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	24
2.4.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma	24
2.4.2. Termomekanik Yaşlandırma (TCML).....	25
2.4.3. Aşınma Test Cihazları ve Aşınma Simülasyon Teknikleri.....	25
2.4.3.1. İki Gövdeli Aşınma Makineleri	26
2.4.3.2. Üç Gövdeli Aşınma Makineleri	26
2.4.4. İn-Vitro Aşınma Simülasyonunu Etkileyen Parametreler.....	27
2.4.5. Dental Restorasyonlarda Aşınma.....	29
2.4.6. Diş Hekimliğinde Materyal Aşınma Türleri:	29
2.4.7. Aşınma Değerlendirme Yöntemleri	30
2.4.8. Aşınma Ölçüm Parametreleri.....	31
2.5. Kırılma Dayanımı	32
2.6. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) İncelemesi.....	33
2.7. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Temel Kavramlar ve Yöntemleri	33
3.MATERYAL VE METOT.....	36
3.1. Ana Modellerin Hazırlanması	38
3.2. Tek Kuronların Dizaynı	40
3.3. Tek Kuronların Üretilmesi	40
3.3.1. Frezeleme Yöntemiyle Üretim.....	40
3.3.2. 3B Baskı Yöntemiyle Üretim.....	40
3.4. Kuronların Simantasyonu	41
3.5. Akriliğe Gömme	42
3.6. Diş Tüberkül Tepesi Örneklerinin Hazırlanması	42
3.7. Aşınma Dayanımı Testi.....	43
3.7.1. Aşınma Dayanımının Değerlendirilmesi	44
3.8. Basma Testi.....	46
3.9. Stereomikroskop	47
3.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesinin Yapılması.....	47
3.11. FEM Analizi.....	49
3.12. İstatistiksel Analiz ve Karşılaştırmaların Yapılması	50
4. BULGULAR.....	51
4.1. Aşınma Dayanımı Bulguları	51
4.2. Kırılma Dayanımı Bulguları	53
4.3. Stereomikroskop ve SEM Bulguları	57

4.4. FEM Analizi Bulguları.....	60
5. TARTIŞMA.....	63
6. SONUÇ.....	74
KAYNAKLAR	75
EKLER.....	96
EK-1. Etik Kurul Kararı.....	96

TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, tezimin hazırlanmasında büyük yardımları olan, desteğini, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen danışman hocalarım sayın Doç. Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ ve Dr. Öğr. Üyesi Nagehan BAKİ'ye

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerini ve klinik tecrübelerini benimle paylaşan İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Doç. Dr. Güler YILDIRIM AVCU ve Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bana destek olan değerli çalışma arkadaşlarım İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi'nde görev yapan, tüm arkadaşlarıma, teknisyenlerimize ve personellerimize,

Çalıőmamın deney işlemlerinde yardımcı olan Doç. Dr. Erkan BAHÇE'ye,

İstatistik çalışmalarında yardımcı olan Arő. Gör. Murat Doęuő GÜNEL 'e

Tez çalıőmamda gerekli maddi desteği sağlayan İnönü Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne

Hayatımın her döneminde beni destekleyen, maddi ve manevi her daim yanımda olan annem ve babam ve kardeőime

Varlığı en büyük gücüm olan değerli eőim ve kızlarım Defne ve Duru GÜL'e

Sonsuz teőekkürlerimi sunarım

ÖZET

Üç Boyutlu Yazıcı ile Farklı Rezinlerden Üretilen Dental Restorasyonların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmada daimi kuronlar üretmek için kullanılan yeni geliştirilmiş 3 Boyutlu yazıcı rezinlerinden ve hali hazırda kullanılmakta olan kompozit içerikli CAD/CAM disklerinden üretilen tek kuronların çiğneme simülöründe termomekanik olarak 2 yıl yaşlandırıldıktan sonra aşınma ve kırılma dayanımlarının karşılaştırılması amaçlandı.

Materyal ve Metot: Her grup için 8 adet olmak üzere, 36 no'lu dişleri taklit eden çelik güdük modeller üretildi (toplam=112 adet). Modeller tarama cihazı ile tarandı. Frezeleme yöntemi ile 3 farklı diskten (Grandio Voco [GV], breCAM HIPC [HC] ve Shofu HC [SF]) ve 3B baskı yöntemi ile 4 farklı daimi kompozit rezinden (Nexdent C&B MFH [N], Permanent Bridge Saremco [S], VarseoSmile Crownplus [VS], Şenertek P-Crown [PC]) tek kuronlar üretildi. Örneklerde meydana gelecek olan hacimsel kaybın değerlendirilebilmesi için intraoral tarayıcı tarayıcı ile (Sirona PrimeScan, Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) tüm örnekler tarandı. Deney grubunu oluşturan tek kuronlar çiğneme simülöründe, 49 N dikey oklüzal kuvvet, 5-55 derece termal döngü, bekleme süresi 30s- 30s, 1 mm dikey, 2mm yatay hareket ve 2 yıllık çiğnemeyi taklit edecek şekilde 400.000 siklus ile termomekanik olarak yaşlandırıldı. Fiziksel hacim kaybının belirlenmesi için 3B taramalar tekrarlandı ve üst üste çakıştırma yöntemi kullanılarak hesaplandı. Bütün örnekler universal test cihazı ile basma testi uygulandı. Test sonrası örneklerin yüzeyindeki kırılma morfolojisini değerlendirilmek amacıyla stereomikroskop ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak görüntülemeler yapıldı. Sonlu elemanlar metodu (Finite Element Method/ FEM) analizleri yapıldı. İstatistiksel analizlerin gerçekleştirilmesi için SPSS 22 istatistik programından yararlanıldı. Bulgular $p<0,05$ düzeyinde istatistiksel anlamlılıkla yorumlandı.

Bulgular: Termomekanik yaşlandırma sonucunda aşınma ve kırılma dayanımında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu belirlendi ($p<0.05$). En yüksek aşınma miktarı PC grubunda, en düşük aşınma miktarı VS grubunda bulundu. Basma deneyi sonucunda ortalama kırılma kuvveti en düşük GV grubunda ve ortalama kırılma kuvveti ise en düşük PC grubunda görüldü.

Sonuç: Sonuçlar değerlendirildiğinde frezeleme ve 3B yazıcı ile üretilen tüm gruplarda yer alan kuronlar klinik uygulama için kabul edilebilir in vitro aşınma ve kırılma dayanımı sağladı. Ancak rezin bazlı malzemelerin aşınma ve kırılma dayanımı klinik çalışmalar ile desteklenmelidir.

Anahtar Kelimeler: CAD-CAM, Çiğneme simülasyonu, Eklemeli üretim, Frezeleme, Kuron, Resin

ABSTRACT

Mechanical Analysis of 3D Printed Dental Restorations Produced from Different Resins

Objective: The aim of this study was to compare the wear and fracture resistance of single crowns produced from newly developed 3D printer resins used to produce permanent crowns and currently used composite CAD/CAM discs, after being thermomechanically aged for 2 years in a chewing simulator.

Materials and Methods: Steel stump models imitating teeth number 36 were produced, 8 for each group (total = 112 pieces). The models were scanned with a scanning device. Single crowns were produced from 3 different discs (Grandio Voco [GV], breCAM HPC [HC] and Shofu HC [SF]) by milling method. Single crowns were produced from 4 different permanent composite resins (Nexdent C&B MFH [N], Permanent Bridge Saremco [S], VarseoSmile Crownplus [VS], Şenertek P-Crown [PC]) using the 3D printing method. All samples were scanned with an intraoral scanner (Sirona PrimeScan, Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) to evaluate the volumetric loss that would occur in the samples. The single crowns forming the experimental group were thermomechanically aged in a chewing simulator with 49 N vertical occlusal force, 5-55 degree thermal cycle, 30s-30s waiting time, 1 mm vertical, 2mm horizontal movement and 400,000 cycles to simulate 2 years of chewing. To determine physical volume loss, 3D scans were repeated and calculated using the overlapping method. Compression test was applied to all samples with a universal testing device. After the test, imaging was performed using a stereomicroscope and scanning electron microscope (SEM) to evaluate the fracture morphology on the surface of the samples. Finite Element Method (FEM) analyzes were performed. SPSS 22 statistical program was used to perform statistical analyses. The findings were interpreted with statistical significance at the $p < 0.05$ level.

Results: As a result of thermomechanical aging, it was determined that there was a statistically significant difference between the groups in wear and fracture resistance ($p < 0.05$). The highest amount of wear was found in the PC group, and the lowest amount of wear was found in the VS group. As a result of the compression test, the mean max fracture force was in the GV group and the mean min fracture force was seen in the PC group.

Conclusion: When the results were evaluated, the crowns in all groups produced by milling and 3D printing provided acceptable in vitro wear and fracture resistance for clinical application. However, the wear and fracture resistance of resin-based materials should be supported by clinical studies.

Keywords: Additive manufacturing, CAD-CAM, Chewing simulation, Crown, Milling, Resin

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ark.	: Arkadaşları
Bis-GMA	: Bis-Akril Kompozitler
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli Üretim)
CLIP	: Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi
DLP	: Dijital Işık İşleme
FEM	: Finite Element Method (Sonlu elemanlar analiz yöntemi)
Gpa	: Gigapaskal
GV	: Grandio Voco Disk
HC	: breCAM HIPC Disk
IPA	: İzopropil
ISO	: Uluslararası Standartlar Örgütü
LCD	: Sıvı Kristal Ekran
N	: Nexdent C&B MFH
PA	: Poliamidler
PC	: Şenertek P-Crown
PEEK	: Polieter Ketonlar
PEMA	: Polietil Metakrilatlar
PMMA	: Polimetil Metakrilatlar
PS	: Polistiren
PVAL	: Polivinil Alkol
S	: Permanent Bridge Saremco
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SF	: Shofu HC Disk

SLA	: Stereolitografi
SLM	: Selektif Lazer Ergitme
SLS	: Selektif Lazer Sinterleme
STL	: Standart Dönüştürme Dili
TC	: (Thermocycling) Termo Döngü
TCML	: (Thermocycling and mechanical loading) Termomekanik Yaşlandırma
TZP	: Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
UV	: Ultraviyole
VS	: VarseoSmile Crownplus
µm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Kuronların üretimi ve uygulanan testler.....	38
Şekil 3.2. Çelik güdük tasarımının görüntüsü	39
Şekil 3.3. Çelik güdüklerin oklüzalden ve bukkalden görüntüsü	39
Şekil 3.4. Restorasyonların STL tasarımının farklı açılardan görüntüsü.....	40
Şekil 3.5. GrandioVoco, breCAM.HIPC ve Shofu HC disklerden ve Nexdent C&B MFH, Permanent Bridge Saremco, VarseoSmileCrownplus, Senertek P- Crown daimi kompozit rezinlerden üretilmiş tek kuronlar	41
Şekil 3.6. Çiğneme simülatörünün alt desteğine yerleştirilen kalıplar ve akriliğe yerleştirilmiş örnek.....	42
Şekil 3.7. İki parçaya bölünmüş premolar dişler	43
Şekil 3.8. İn-vitro çiğneme simülatörü makinesi CS-4.8	43
Şekil 3.9. Diş örneklerinin ve alt desteğindeki malzeme örneklerinin yerleştirilmesi ...	44
Şekil 3.10. GV örneğinin Geomagic yazılımındaki (Geomagic Control, 3D Systems Inc., SC, ABD) çiğneme simülasyonundan önceki ve sonraki 3 boyutlu görüntüleri	45
Şekil 3.11. Geomagic görüntüleri ve aşınma sonrası STL görüntüleri.....	46
Şekil 3.12. Kuronların Universal test cihazına yerleştirilmesi	47
Şekli 3.13. Stereomikroskop.....	47
Şekil 3.14. Kaplama cihazı	48
Şekil 3.15. SEM cihazı	48
Şekil 3.16. FEM analizinde kullanılan prob ve kuron örneği.....	50
Şekil 4.1. Termomekanik yaşlanma sonrası her bir rezin grubunun aşınma miktarlarının dağılım grafiği.	53
Şekil 4.2. A) Frezeleme grubundan rastgele seçilmiş bir numuneye ait basma testi grafığı, B) 3B baskı grubundan rastgele seçilmiş bir numuneye ait basma testi grafiği.....	55
Şekil 4.3. Termomekanik yaşlanma sonrası her bir grubun kırılma kuvvetlerinin dağılım grafiği	57

Şekil 4.4. Frezeleme ve 3B Baskı grubundaki termomekanik olarak yaşlandırılmış örneklerden rastgele seçilmiş birer örneğin stereomikroskop ve SEM aşınma görüntüleri.....	58
Şekil 4.5. Frezeleme grubundaki örneklerin kontrol ve deney gruplarından rastgele seçilmiş 1'er numunenin fotoğraf, stereomikroskop ve SEM görüntüleri.	59
Şekil 4.6. 3B baskı grubundaki örneklerin kontrol ve deney gruplarından rastgele seçilmiş 1'er numunenin fotoğraf, stereomikroskop ve SEM kırılma görüntüleri.	60
Şekil 4.7. FEM analizi bulguları.....	62

TABLolar DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları	36
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları	37
Tablo 3.3. Farklı materyal gruplarının elastik modülüs değerleri	49
Tablo 4.1. Termomekanik yaşlandırma sonrası rezin gruplarının aşınma özellikleri	51
Tablo 4.2. Her bir rezin grubunun aşınma miktarlarının birbiri ile karşılaştırılması	52
Tablo 4.3. Resin gruplarının termomekanik yaşlandırma öncesi kırılma kuvveti değerleri	54
Tablo 4.4. Resin gruplarının termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma kuvveti değerleri	54
Tablo 4.5. Frezeleme ve 3B Baskı gruplarının kendi içlerindeki kırılma kuvvetlerindeki değişimin (önce-sonra farkı) birbiri ile karşılaştırılması. ...	55
Tablo 4.6. Resin gruplarının termomekanik yaşlanma öncesi ve sonrası kırılma kuvvetleri arasındaki farklılıklarının karşılaştırılması	56
Tablo 4.7. Termomekanik yaşlandırma sonrası resin gruplarının kırılma kuvvetleri	57

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Tek kuronlar, diş hekimliğinde önemli bir restorasyon seçeneği olarak kabul edilir ve klinik pratikte uzun süredir kullanılmaktadır (1). Tek bir dişin morfoloji, işlev ve estetiğinin yeniden sağlanması amacıyla geliştirilmiştir (2). Geçici ve daimi tek diş restorasyonları, eksik veya hasar görmüş dişlerin fonksiyon ve estetiğini yeniden sağlayarak; aşırı kuron harabiyetli veya endodontik tedavili dişlerde uygulanması, hastanın ağız sağlığını ve yaşam kalitesini artırmada büyük rol oynamaktadır (3).

Teknolojinin sürekli gelişimi, sabit protetik restorasyonların üretimi için hem laboratuvar hem de ofis içi bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin yaygın olarak kullanılmasına neden olmuştur. CAD/CAM teknolojisinin avantajları, dental restorasyonların daha düşük zaman ve maliyetle üretilmesinin basitliğine dayanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin 2 farklı şekilde üretim yöntemi bulunmaktadır (4).

Günümüze kadar rutin olarak uygulanan üretim yöntemi, frezeleme makineleri kullanılarak katı malzemelerden (blok ve diskler) eksiltılarak üretilmektedir (4). Daimi restorasyonların frezeleme yöntemi ile üretimi (eksiltmeli üretim) için uygun malzeme portföyü, metaller, seramik ve rezin kompozit malzemeleri dahil olmak üzere çok çeşitli klinik endikasyonları kapsamaktadır (5-7). Seramik ve kompozit malzemeler, estetik ve biyouyumlu özellikleri nedeniyle ön plana çıkmaktadır. Seramikler genel olarak üstün mekanik ve estetik özelliklere sahipken, rezin kompozit malzemeler işlenebilirlik ve ağız içi onarılabirlik açısından önemli avantajlar sunabilmektedir (8, 9). CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilen rezin bazlı restorasyonlar kolay ve hızlı bir şekilde işlenebildiğinden, daimi restorasyonlar olarak daha sık kullanılmaktadır (6). Frezeleme yöntemi, hızlı ve etkili üretime izin verir, ancak aynı zamanda yüksek malzeme kaybı ve alet aşınması ile ilişkilidir (10).

Diğer üretim yöntemi, 3 boyutlu (3B) bir nesne oluşturmak için malzeme katmanlarını biriktirme işlemi olan 3B baskı ile üretim (eklemeli üretim)dir (11). Baskı işlemi, tozun sinterlenmesi, erimiş bir termoplastik malzemenin çökeltilmesi veya rezinin ışıkla sertleştirilmesi yoluyla katman katman gerçekleşir (11). Bu üretim yöntemi, metal alt yapıların, geçici restorasyonların ve hareketli protezlerin üretiminde yaygın olarak

kullanılmaktadır (4, 7). Işıklı sertleşen rezin kompozit malzemelerin sürekli gelişimi sayesinde, artık daimi sabit protetik restorasyonları üretmek mümkündür (12).

3B baskı teknolojisi, dijital iş akışının etkinleştirilmesine olanak sağlar; bu sayede, hastanın ağız içinden elde edilen dijital taramalar doğrudan sabit protetik restorasyon tasarım ve üretim sürecine entegre edilir. Bu süreç, geleneksel alçı modelleri ve laboratuvar aşamalarının ortadan kaldırılmasıyla zaman ve maliyet açısından avantajlar sunar (13). Sabit protetik restorasyonların üretiminde, 3B yazıcılar sayesinde daha hassas, kişiselleştirilmiş ve klinik olarak etkili sonuçlar elde edilebilmektedir (1). 3B yazıcılarla sabit protetik restorasyon üretiminin bir diğer önemli avantajı, malzeme seçeneklerinin çeşitliliği sayesinde özelleştirilmiş ve biyouyumlu restorasyonlar üretmenin mümkün olmasıdır. Bu malzemelerin seçimi, restorasyonların mekanik özellikleri, estetiği ve biyolojik uyumluluğu üzerinde büyük etkiye sahiptir (14, 15). Resin bazlı malzemeler daha düşük maliyetler ve daha kolay uygulanabilirlik açısından avantajlar sunmaktadır (6). Ancak 3B yazıcı teknolojisinin yaygınlaşması ve gelişmesine rağmen, bu yöntemle üretilen sabit protetik restorasyonların uzun vadeli performansı ve klinik başarısı üzerine daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır (16).

Bu çalışmanın amacı daimi kuronların üretimi için kullanılan 3B yazıcı rezinlerinin, termomekanik yaşlandırma sonrası aşınma ve kırılma dayanımlarının incelenmesidir.

Çalışmanın hipotezleri:

1. hipotez: 3B yazıcı ile daimi kuronlar üretmek için kullanılan farklı rezinlerin birbiriyle ve frezeleme yöntemiyle üretimde kullanılan diskler ile aşınma dayanımları benzerdir. Ve tüm grupların aşınma dayanımları klinik sınırlar içinde kalacaktır”

2. hipotez: 3B yazıcı ile daimi kuronlar üretmek için kullanılan farklı rezinlerin birbiriyle ve frezeleme yöntemiyle üretimde kullanılan diskler ile kırılma dayanımları benzerdir. Ve tüm grupların kırılma dayanımları klinik sınırlar içinde kalacaktır”

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Geçici Tek Diş Restorasyonları

Geçici restorasyonlar; daimi dental restorasyon yapılana kadar estetiği, foksiyonu ve stabilizasyonu korumak amacı ile yapılan, sabit veya hareketli protezlere denir. Bu protezler belli bir süre kullanılmak üzere üretilir ve final restorasyonun fonksiyonunu ve etkinliğini değerlendirmede rehberlik ederler (17). Geçici restorasyonlar, sabit protetik tedavi için mükemmel bir diagnostik rehberdir. Planlanan protezin hastanın biyomekanik, estetik ve fizyolojik gereksinimlerini karşılayıp karşılamadığı değerlendirilebilen, daimi restorasyonun provasını gibidir (18). Sabit geçici restorasyonlar, veneer, kuron-köprü, onley, inley ve implant üstü restorasyonlar gibi birçok restorasyonun üretim süreci içerisinde kendilerine yer bulurlar (19). Bazı protetik tedavilerde geçici restorasyonların uzun süreli kullanımı gerekir ve dayanıklılığı yüksek geçici restorasyonlardan faydalanılır (20, 21). Özellikle uzun gövdeye sahip geçici köprüler, dikey boyutta değişiklik yapılması planlanan durumlar ile parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı gibi durumlarda uzun süreli geçici restorasyon kullanımı kaçınılmazdır (22, 23). Geçici protetik restorasyonların tekrar yapılmaları, kırılmaları veya tamir edilmeleri ekstra zaman ve masraf anlamına geldiğinden hasta ve hekim tarafından istenmeyen durumlardır (24).

Son yıllarda CAD/CAM sistemleri ile kullanım için üretilen yüksek yoğunluklu polimer bloklar ve disklerin, uzun dönem geçici restorasyonların kullanımı gerektiği durumlarda tercih edilebileceği ileri sürülmektedir. CAD/CAM bloklarla ve disklerle üretilen geçici protetik restorasyonlar daha gelişmiş özelliklere sahiptir. CAD/CAM polimerleri, daha yüksek homojeniteye, daha yüksek renk stabilitesine ve daha yüksek kırılma dayanımına sahiptirler. Buna ek olarak, CAD/CAM ile üretilen geçici protetik restorasyonlarda, konvansiyonel yöntemle üretilen geçici protetik restorasyonların aksine yüzeyde inhibisyon tabakası bulunmaz ve endüstriyel olarak üretildiklerinden polimerizasyon büzülmesi gerçekleşmez (25). Üretim süreci ile birlikte, geleneksel polimerize malzemelere kıyasla fiziksel malzeme özellikleri ve aşınma dayanımı geliştirilerek mekanik özellikler iyileştirilmiştir (26, 27). 3B baskı ile üretilen rezin bazlı malzemeler için şu anda yalnızca sınırlı sayıda karşılaştırılabilir araştırma mevcuttur (12,

28, 29). Ancak 3B baskı veya frezeleme yöntemleri kullanılarak üretilen rezin bazı kuronların özelliklerinin önemli ölçüde farklılık göstermemesi beklenmektedir.

2.1.1. Geleneksel Yöntemlerle Geçici Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller

Kişiyeye özel geçici kuronlar üretmek için; direkt ve indirekt teknikte kullanılan çeşitli malzemeler mevcuttur (30).

Polimetil Metakrilatlar (PMMA)

PMMA geçici restorasyon üretiminde en fazla kullanılan materyaldir (31). Toz ve likit formunda bulunan materyalin likit kısmı ağırlıklı olarak metilmetakrilat ve az miktarda diğer kimyasallardan; toz kısmı ise polimer veya dibutil ya da dietil fitilattan oluşmaktadır (32). Polimetil metakrilat dayanıklıdır, yüksek aşınma dayanımına sahiptir, ilavesi kolaydır ve estetiği uzun süre koruyabilir (30). Ancak bazı dezavantajları vardır bunlar; uyumu kötü etkileyen polimerizasyon büzülmesi, pulpaya zarar verebilecek ekzotermik reaksiyonlar ve serbest monomerin pulpa ve diş eti hasarına neden olabilmesi olarak sıralanabilir (33).

Polietil Metakrilatlar (PEMA)

PMMA materyallerinin dezavantajlarının giderilmesi amacıyla polietil metakrilat üretilmeye başlanmıştır. Tozu polietil metakril ve monomeri n-butil metakrilat yapısı ile geliştirilmiştir. Farklı renk tonu seçenekleri bulunmaktadır. Polimerizasyon esnasında pulpal ve periodontal dokularda oluşturdukları irritasyon miktarı, PMMA'lardan daha düşüktür. Polimerizasyon büzülmesi açısından PMMA ile kıyaslandığında daha ideal özellik gösterirler. Renk stabiliteyi ise PMMA'dan daha düşüktür. Ek olarak, sertlik değerleri ve aşınma dirençleri yeterli değildir (34, 35).

Bis-Akril Kompozitler (Bis-GMA)

Bis- fenol A ve glisidil metakrilat içeriğine sahip bu materyaller Bis- GMA ya da Bowen rezin olarak adlandırılırlar. Bis-GMA, polimerizasyonu hızlı gerçekleşen visköz bir likittir. Bu monomerin üretimi sonrası içerisine diğer düşük viskoziteli monomerler ilave edilmiş ve sonrasında kullanılmaya başlanmıştır. Polimerizasyon sırasında ortaya çıkan ısı vücut ısısına benzerdir, tadı ve kokusu bulunmamaktadır. Eğilme ve abrazyon dayanımının yüksek oluşu sebebiyle uzun köprü restorasyonlarının üretilmesinde

önerilmektedir. Materyal tamiri kolay, büzülme miktarı düşük olan, renk stabilitesi ve marjinal adaptasyonu oldukça iyi bir materyaldir (34, 36).

Isıyla Sertleşen Akrilik Reziner

Uzun dönem kullanımı planlanan geçici restorasyonlar için, ısıyla sertleşen akrilik rezinlerin kullanılmasının avantajlı olduğuna inanılmaktadır. Materyalin avantajları; dayanıklı ve yeterli estetik özellikleri oluşudur. Fakat bu materyallerin kullanımı laboratuarda zaman alıcı bir prosedür gerektirmektedir (34).

Işıklı Sertleşen Kompozit Reziner

Estetik özellikleri yüksek, mekanik dayanımları iyi olan mikro doldurucu içerikli kompozit rezin materyalleridir. Bu materyallerle geçici protetik restorasyon üretiminde, hem pulpal dokuyu korumak hem de undercut bölgelerinde restorasyonun çıkarılmasını rahatlatılmak için; indirekt yöntemle üretim, direkt yöntemle üretime nazaran daha fazla tercih edilmektedir. Restorasyonun tüm yüzeylerinin yaklaşık olarak 40-60 saniye ışık ile polimerize edilmesi gerekmektedir. Bu materyallerin polimerizasyon büzölmeleri düşük seviyededir ve işlem sırasında uygulanmaları kolaydır. Bundan dolayı, marjinal adaptasyonları diğer geçici restorasyon materyallerine kıyasla daha iyidir. Mekanik dayanımları oldukça iyidir. Kompozit rezin ile bağlantı sağladığından, restorasyonda marjinal kenar ilaveleri rahatlıkla yapılabilir. Restorasyonun üretimi sırasında renklerin ayarlanması rahat olduğundan oldukça iyi estetik sonuçlar göstermektedir (34). Ayrıca artık monomer içermemesinden dolayı toksisitesi düşüktür ve bakteriyel tutulumun oldukça az olması ile biyouyumlu özellik taşımaktadır (37).

2.1.2. Frezeleme Tekniğıyle Geçici Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller

Frezeleme tekniğı için üretilen geçici restorasyon materyalleri, polimerizasyon ısısını ve büzölmeyi önleyen endüstriyel olarak polimerize edilmiş prefabrike blok ve disklerdir (38).

Polimetil Metakrilatlar (PMMA)

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) malzemelerindeki gelişmelerle birlikte, üreticiler yakın zamanda geçici protezler için alternatif bir materyal olarak CAD/CAM PMMA bazlı polimerleri geliştirmişlerdir. Bu materyaller endüstriyel olarak polimerize edilir ve kullanıma kadar depolanır. Bu PMMA

blokları gelenekselden farklı olarak, daha homojen ve mukavemeti daha yüksek bir malzemedir. Artık monomer salınımını azaltır, renk stabilitesini ve optik özellikleri iyileştirebilir ve kolay işleme ile geçici protezlerin üretimini basitleştirir. Bu materyaller genellikle uzun süreli geçici restorasyon veya parsiyel sabit protez üretiminde kullanılabilir (39).

CAD/CAM'de sıklıkla kullanılan geçici restoratif materyalin bir örneği, başlangıçta seramik ve metal restorasyonlara alternatif olarak geliştirilen Ivoclar Vivadent olarak gösterilebilir. Telio CAD CEREC (40), Vita CAD® temp (41), Ceramill Temp (42) de diğer örneklerdir. ArtBlock Temp'in diğer geleneksel veya CAD-CAM sistemleri ile üretilen geçici köprü materyallerine oranla daha iyi kopma dayanımına sahip olduğu belirtilmiştir (43). Tek kuron, köprü, parsiyel restorasyonlar ve immedat implant restorasyonları için kullanımı endikedir. Bu materyal ile üretilen kuron ve köprü restorasyonlarının 3 yıla kadar kullanım süresi olduğu bildirilmektedir (44).

2.1.3. 3B Baskı Tekniğiyle Geçici Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller

Artan talebe bağlı olarak 3B baskı ile üretim için polimer malzemelerde yeni ve daha ileri gelişmeler gerçekleşmektedir. Materyal geliştirmede biyouyumluluk ve materyallerin sadece geçici olarak ağız ortamında kullanılmaması birincil öneme sahip gibi görünmektedir. Özellikle protetik restorasyonların üretimi için ağızda uzun süre kalabilen uygun polimerlerin eksikliği söz konusudur. Şu anda, geçici diş uygulamaları için onaylanmış, yalnızca az sayıda katkı maddesiyle üretilmiş polimerler mevcuttur (45).

Diş hekimliğinde 3B baskı ile üretim için polimerler, kimyasal reaksiyonlarına göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

Vinil Polimerler

Polivinil alkol (PVAL) genellikle taşıyıcı yapılar olarak kullanılır. Yüksek nemde mekanik özelliklerin bozulması ile karakterize edilirler. Ayrıca suda çözünür ve biyolojik olarak parçalanabilirler. Üretimleri maliyetlidir (45).

Stiren Polimerleri

Polistiren (PS) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS) bu grupta bulunur (45). PS, yüksek boyutsal kararlılık, iyi işlenebilirlik ve düşük su emilimi gösterir. PS, parlak bir yüzeye ve çok iyi elektriksel ve dielektrik özelliklere sahiptir. Şeffaftır (45). ABS, PS'ye

kıyasla daha yüksek darbe mukavemeti, yüksek sertlik, çizilme dayanımı ve ısı altında iyi bir boyutsal kararlılık, nispeten düşük su emme, yüksek termal şok, ısısız ve kimyasal direnç ile bilinir. Doğal renklerde (sarımsı opak) ve farklı renklerde mevcuttur (45).

Akrilatlar

Akrilik asit veya metakrilik asit ve bunların esterlerinin polimerleridir (45). PMMA, diş hekimliğinde dolgu ve geçici malzemesi olarak kullanılmaktadır. Kırılganlığı, modifiye edilmiş poliakrilik esterler veya elastomerler eklenerek değişebilir ve kopolimerler tarafından artırılmış darbe mukavemetine dönüştürülebilir. Akrilonitril katkısı ile kimyasal dayanımı artırılır. Artık monomer içeriği (%2–6) tipiktir. PMMA, yüksek sertlik ve mukavemet, düşük nem ve su emme ile karakterizedir. Yüzeyi cilalanabilir, çizilmeye karşı dayanıklıdır ve yüksek parlaklıktadır. Renk ilavesi yapılabilir. PMMA, ısı karşısında yüksek boyutsal stabiliteye sahiptir ve kimyasal etkilere dirençlidir. Tamir imkanı vardır ve sterilize edilebilir.

Polyesterler

Polikarbonat, bisfenol A ve fosgenle sentezlenir. Polikarbonat şeffaf ve yarı saydamdır. Yüksek sıcaklıklara karşı istenen ve teknik olarak gerekli direnç nedeniyle mevcut renk ve pigmentlerin sayısında sınırlamalar vardır. Polikarbonat düşük büzülme göstererek iyi bir boyutsal stabiliteye, yüksek elektriksel yalıtım kapasitesine/iyi dielektrik mukavemete ve ayrıca yüksek enerjili radyasyona karşı dirence sahiptir; ayrıca düşük su emme kapasitesi, kolay işlenebilirlik gösterir. Malzemenin sararmasına engel olmak için fonksiyonel katkı maddeleri (örn. fosfitler, fosfinler, 2-hidroksibenzofenonlar) kullanılabilir. Biyouyumluluğu nedeniyle tıpta kullanılabilir (45).

Poliamidler (PA)

Yüksek mukavemet ve sertlik ile karakterizedir. Isı etkisi altında boyutsal bir kararlılık ve çok iyi elektriksel yalıtım özellikleri gösterir. Solventlere, yakıtlara karşı yüksek dayanımının yanı sıra yüksek aşınma dayanımı gösterebilir. PA'lar biyolojik olarak uyumludur. Renk, yapısına bağlıdır: aromatik PA'lar su-parlak şeffaflığa sahiptir, alifatik PA'lar yarı kristal/opaktır (45). Termoplastik poliamid elastomerler, termoplastiklerin iyi işlenebilirliğini elastomerlerin özellikleriyle kombinler. Esnek PA, yüksek esneklik, düşük sıcaklıkta darbe dayanımı ve yarı kristal yapı ile karakterize edilir. Klasik PA'ya kıyasla sertliği, elastikiyet modülü ve mukavemeti azaltılmıştır. Esnek PA, düşük yoğunluğa, yüksek esnekliğe ve eğilme yorulma mukavemetine ve ayrıca düşük

histerezis ile yüksek darbe mukavemetine ve esnekliğe sahiptir. Kimyasal olarak dayanıklıdır (45). Naylon/PA 66, ısının etkisi altında yüksek sertlik, aşınma dayanımı, düşük su emme ve boyutsal kararlılık ile karakterizedir. PA 66, her bir fonksiyonel grubun yüksek bir erime sıcaklığına ulaşması için karşılıklı dizilmiş karbonamid grupları ile karakteristik bir yapıya sahiptir (45).

Polieter-ke-tonlar (PEEK)

Yüksek performanslı bir polimerdir ve termoplastiklere aittir. Katkı maddesi olmadan uygulanması kolaydır ve birden fazla uygulama için kullanılabilir. PEEK-kompozitleri, örn. Modifiye biyoaktif yüzeylere sahip PEEK malzemeleri çok yönlüdür ve implantoloji, yüz ve kafatası rekonstrüksiyonlarında veya diş protezleri olarak kullanılabilir. PEEK, daha düşük bir erime noktası, yüksek bir çekme ve eğilme mukavemeti ve darbe mukavemeti gösterir. Boyutsal olarak kararlıdır ve iyi bir aşınma dayanımı gösterir (45).

Diş hekimliğinde silika, alümina ve zirkonya gibi seramikler de tabakalı üretimde kullanılan malzemelerdendir (46). Fotopolimerize edilebilir seramik süspansiyonlar, seramik tozuyla güçlendirilmiş yüksek düzeyde konsantre rezin kullanılarak seramik üretimi için geliştirilmiştir (47). Sıvı rezin, homojen yeşil form oluşturmak için kontrollü foto-polimerizasyon yoluyla seçici olarak katılaştırılır. Ardından ışığa duyarlı rezini ortadan kaldırmak için son işlemden geçirilerek tamamen polimerize edilir. Seramik parçacıkları ve yoğun bir seramik bileşeni elde edilir (48).

2.2. Daimi Tek Diş Restorasyonları:

Daimi tek diş restorasyonları, uzun süreli ve kalıcı bir çözüm sağlamak amacıyla kullanılır. Bu restorasyon türleri arasında kuronlar, inleyler, onleyler ve dental implantlar bulunmaktadır. Kuronlar, tüm diş kuronunu kapsayan yapısal ve estetik rehabilitasyon gerektiren dişlerde tercih edilen restorasyon yöntemidir (49). İnley ve onleyler, dişin çürümüş veya hasar görmüş bölümlerinin yerine geçerek yapısal ve fonksiyonel bütünlüğü sağlayan restorasyonlardır (2). Diş kayıplarının olduğu durumlarda ya da konjenital diş eksikliğinin mevcut olduğu durumlarda implant destekli sabit protezler hasta ve hekimlerin sıklıkla tercih ettikleri protez çeşitlerindedir. Komşu dişlerin restorasyona dahil edilmemesi ve komşu dişlerin sabit bir protez için yetersiz olduğu ya da komşu dişlerin bulunmadığı durumlarda hastalara sabit protez yapılmasını mümkün kıldığı için implantlar diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir (50).

2.2.1. Geleneksel Yöntemler ve Frezeleme Yöntemi ile Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller

2.2.1.1. Metal Alaşımları

Metaller diş hekimliğinde alaşımlar halinde kullanılır. Metal alaşımları protetik tedavilerde; inley, onley, kuron restorasyonları ve sabit bölümlü protezlerin üretiminde, implantoloji alanında implant materyali ve dayanaklarının üretiminde, ortodonti alanında ise ortodontik teller ve braketlerin üretiminde kullanılabilir. Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımları olarak incelenebilir (16). Kıymetli metal alaşımlar; içeriğinde %25 ve üzerinde soy metal bulunduran metal alaşımlarına kıymetli metal alaşımları denilmektedir. Soy metaller altın, platin, paladyum, radyum, rutenyum, iridyum, osmiyum ve gümüşdür. Ekonomik sebepler nedeni ile çok tercih edilmemektedirler (51). Kıymetsiz metal alaşımlar; baz metal alaşımları da denir, bu alaşımların kıymetli metal alaşımlarından ekonomik olarak daha uygun olmalarının yanında fiziksel özellikleri de daha iyidir. Nikel-krom, kobalt-krom ve titanyum olarak üç gruba ayrılırlar (51).

2.2.1.2. Seramikler

Seramikler fiziksel özellikleri ve estetik özelliklerinin iyi olması sayesinde uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılan en önemli restoratif materyallerdendir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler feldspar, kuartz ve kaolinin birleşmesi ile oluşur. Seramikler bu üç ana madde dışında renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar gibi birçok ilave bileşenler içermektedir (52). Yeni gelişmeler ile birlikte uygun optik özellikleri, doğal diş renginde olması, renk stabilitesi, biyouyumlu olması, kimyasal olarak inert olması, düşük termal iletkenliği olması ve daha iyi estetik görünüme sahip olması açısından seramikleri metal seramik sistemlerden öne geçirmiştir (53). Seramikler kimyasal içeriklerine göre cam matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramikler olarak üç ana grupta sınıflandırılmıştır (52).

2.2.1.2.1. Cam Matriks Seramikler

Cam matriks seramikler metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir ve bir cam fazı içerirler (54). Cam matriks seramikler üç grupta incelenebilir (52, 54).

Feldspatik Seramikler

Bu grup kaolin, kuartz ve doğada kendiliğinden bulunan alüminyum ve potasyum tuzlarının karışması ile meydana gelen feldspar adı verilen üç temel bileşenden

oluşmaktadır. Bu grup yetersiz mekanik özellikleri nedeni ile günümüzde metal ve seramik altyapıların vengerlenmesi için kullanılmaktadır (52).

Sentetik Cam Seramikler

Sentetik olarak üretilen bu seramiklerin içeriği üreticiye göre değişmekle birlikte genellikle silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedirler. CAD/CAM yöntemi ile ya da ısı ile presleme yöntemi ile üretilen seçenekleri mevcuttur. Geliştirilmiş mekanik özellikleri sayesinde inley, onley, kuron ve anterior bölgede üç üye sabit bölümlü protezler için klinik endikasyonu mevcuttur. Sentetik cam seramikler dört alt gruba ayrılır. Bunlar; lityum disilikat, lösit ile güçlendirilmiş seramikler, fluorapatit esaslı seramikler ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikattır (52, 54, 55).

Cam İnfiltrasyon Seramikler

Cam infiltrasyon seramikler iç içe geçmiş en az iki faza sahip materyallerdir. Split-cast yöntemi ya da CAD/CAM yöntemi ile üretilirler. Üretim zorluğu, zirkonya ve lityum disilikat seramiklerin gelişmesi nedeni ile son yıllarda tercih edilen bir materyal değildir (52).

2.2.1.2.2. Polikristalin Seramikler

Cam içermeyen sadece kristalin bir faz içeren metalik olmayan inorganik seramiklerdir. İçeriğindeki kristaller düzenli bir dizilim gösterirler bu düzenli dizilim oluşan çatlakların materyal içerisinde ilerlemesini engeller ve materyale yüksek dayanıklılık ve kırılma dayanımı kazandırır ancak ışık geçirgenliğini sınırlar. Alümina ve zirkonya olarak iki gruba ayrılırlar (52).

Alümina

%99,5 oranında Al_2O_3 'ten oluşmuştur. Alüminyum oksit doğada doğal olarak bulunur. Yüksek sertlik göstermesi (17-20 Gigapaskal (GPa)) ve diğer seramiklere nispeten daha fazla bükülme mukavemeti (300 GPa) göstermesi tüberkül kırıklarına neden olabilmektedir. Fazla sert olması nedeni ile üretiminin zor olması ve zirkonyadaki gelişim nedeni ile kullanımı azalmıştır (52).

Zirkonya

Zirkonya (ZrO₂) doğada saf halde bulunmayan genelde bileşik halinde bulunan zirkonyum (Zr) metalinin en sık görülen bileşiklerinden biridir. Stabil olmayan saf zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç ayrı kristal fazda bulunmaktadır (52). Dental zirkonya tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) tipindedir ve %3 mol yttria (3Y-TZP) ile stabilize edilmiştir. Diş hekimliğinde üç nesil zirkonya geliştirilmiştir. Birinci nesil 3Y-TZP'ler yüksek opaklığa bağlı düşük estetik özellikleri nedeniyle feldspatik seramik ile veneerlenmesi gerekir. Venerli zirkonya restorasyonların ana klinik komplikasyonu, orta ve uzun vadede veneer seramiğin parçalanmasıdır. Bu problemi çözmek için son yıllarda monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir (53). İkinci nesil 3Y-TZP'ler birinci nesil zirkonyalara göre daha translusent özellik gösterir (Alümina oranının azaltılması ve porozitenin elimine edilmesi ile), monolitik olarak kullanılabilir, ancak hala estetik özellikleri ön bölge için yetersiz kalmaktadır. Üçüncü nesil zirkonyalar, yttria yüzdesinin (%4-5) ve kübik faz miktarının artırılması ile anterior bölgeye uygulanabilen daha iyi optik özellikler kazanmıştır fakat dayanıklılığı diğer nesil zirkonyalara göre daha azdır (56). Zirkonya bazlı malzemeler diğer tüm seramik malzemeler arasında en yüksek kırılma dayanımına, vickers sertliğine ve dayanıklılığa sahiptir. 900 MPa bükülme dayanımı ve 1200-1350 HVN Vickers sertliği gösterirler (52-54, 57). Zirkonya restorasyonlar CAD/CAM yöntemi ile üretilir (58-60).

2.2.1.2.3. Rezin Matriks Seramikler

Bir polimer matriksi içerisinde inorganik bileşikler içeren seramiklerdir. Rezin matriks seramikler, seramik ile rezin kompozitlerin iyi özelliklerini gösterirler. Seramiklerin dayanıklılık ve iyi renk stabilitesi özellikleri ile rezin kompozitlerin kolay freze edilmesi, bükülme dayanımının iyi olması, sinterleme gerektirmemesi ve düşük aşındırma özelliklerine sahiptirler. İnley, onley restorasyonlarda, anterior ve posterior tek üye sabit protezlerde kullanılabilirler (52, 54, 61).

Üç gruba ayrılırlar;

Rezin Nanoseramikler

Ağırlıkça yaklaşık %80 orana sahip rezin matriks nanoseramik parçacıklarla güçlendirilmiştir. CAD/CAM yöntemi ile üretilmeleri ve içeriklerindeki farklılık sayesinde, kompozit malzemelere göre daha yüksek aşınma dayanımı, kırılma dayanımı

ve bükülme dayanaklılığı (200 MPa) gösterirler. İçerdiği nanopartiküller sayesinde iyi cilalanabilirlik ve optik özelliklere sahip bir malzeme ortaya çıkmıştır (52, 54).

Rezin İnfiltre Edilmiş Cam Seramikler

Feldspatik seramik bir ağ ve polimer bir ağın (ağırlıkça %86 feldspatik bir seramik ağ ve ağırlıkça %14 bir polimer ağ) bir araya getirilmesiyle meydana gelmiştir. Bu seramikler üreticiler tarafından hibrit seramik olarak adlandırılırlar (52, 54).

Rezin İnfiltre Edilmiş Zirkonya-Silika Seramikler

BisGMA, UDMA, TEGDMA gibi farklı organik matrikslere silika tozu, zirkonyum silikat ve pigmentler gibi inorganik komponentlerin eklenmesi ile elde edilmektedir (52, 54).

2.2.1.3. Yüksek Performans Polimerleri

Polietereterketon (PEEK)

PEEK polimeri PAEK (Poliarileterketon) ailesinin bir üyesidir. PAEK polimerleri 300°C'yi aşan sıcaklık dayanımına, yüksek mekanik ve kimyasal dirence sahiptir. Kimyasal aşınmaya ve radyasyona gösterdiği yüksek direnç sayesinde ayrıca farklı malzemelerle modifiye edilmeye uygun olması (cam ve karbon fiberler) bu materyali öne çıkarmış ve 1990'ların sonunda endüstriyel alanda metal alaşımlara alternatif bir materyal olarak kullanımı yaygınlaşmıştır. PEEK polimeri daha sonra tıbbi alanda kullanılmaya başlanmış, ortopedi ve travma olgularında kullanılmıştır. Bu alanda titanyum materyali ile yarışan sonuçlar göstermiştir. Bu durum üzerine diş hekimliğinde de materyalin kullanım alanları araştırılmaya başlanmıştır (62-64).

Polieterketonketon (PEKK)

PEKK birçok uygulamada kullanılabilen metakrilat içermeyen PAEK ailesine ait termoplastik yüksek performanslı bir materyaldir. 1962 yılından beri endüstriyel ve askeri amaçlar için kullanılan PEKK son zamanlarda dental ve medikal alanlarda da kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde geniş bir uygulama alanına sahiptir (65).

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler (FRC)

CAD/CAM diskler ve/veya bloklar olarak sunulan, CAD/CAM yöntemi ile sabit protetik restorasyonlarda kullanılabilen metal içermeyen fiberle güçlendirilmiş bir kompozittir. Bir epoksi reçine matrikse çok katmanlı çift yönlü bir şekilde düzenli

geometrilik cam fiberlerin paralel olarak yerleştirilmesi ile oluşmuştur. Epoksi reçine ve cam fiberden oluşur. Hafif olmasının yanı sıra dentine benzer elastik modül ve bükülme mukavemeti gösterir (390 MPa'lık (N/mm²). Posterior bölgede fizyolojik çiğneme yüküne dayanıklılık gösterdiği üretici firma tarafından ve yapılan bazı çalışmalarda belirtilmiştir (66, 67).

Yüksek Etkili Polimer Kompozit (HIPC)

Geleneksel polimetil metakrilata (PMMA) göre üstün fiziksel özelliklere sahip, amorf, çapraz bağlı ve mikro seramik dolgulu bir kompozit olan dijital bir kaplama malzemesidir. 2200 MPa elastik modülüne ve >120 MPa eğilme mukavemetine sahiptir. 120°C' de 250 bar basınç altında polimerize edilmektedir (68). Monolitik yapıda kullanılabilirliği gibi alt yapı materyali ya da kaplama materyali olarak kullanılabilir. Renk stabilizasyonları ve biyouyumlulukları ile günümüzde kullanım sıklığı artmaktadır (68).

2.2.2. 3B Baskı Yöntemi ile Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller

3B baskı yöntemi ile üretimde, kişiselleştirilmiş hasta bakımında yapay gözlerden insan kafataslarına kadar kullanılabilir 3B nesne oluşturmak için plastik, metal, seramik veya kompozit gibi bir malzeme katman katman biriktirilir (69-71). Yaşam beklentisinin artması, sistemik hastalıklar, doğuştan sakatlıklar, travma, tümör çıkarılması ve diğer kemik dokusu kaybına neden olan faktörlerin (72) artmasıyla birlikte kraniyofasiyal, diş ve ortopedi alanlarında kemik onarımı ihtiyacı artmıştır (73, 74). 3B baskı, protezlerde rezin veya metal kuronların (75, 76), metal protez alt yapılarının veya kaidelerinin (77, 78), ve metal implantların üretiminde başarılı bir şekilde kullanılmıştır (79). Bununla birlikte, seramik restorasyonların 3B yazılması, henüz rutin olarak kullanılmamaktadır (80).

2.2.2.1. Seramikler

Hidroksiapatit, biyoseramiklerin başında gelir ve insan kemik dokusunun ana bileşenidir. Hidroksiapatit, biyouyumluluk ve osteointegrasyon özellikleri nedeniyle dental implantlar ve kemik doku mühendisliği için kullanılır (81).

Zirkonya, estetik ve yüksek mukavemetli seramik restorasyonlar için kullanılır. 3B yazıcılarla üretilen zirkonya, kuronlar, köprüler ve implant destekli restorasyonlar gibi çeşitli uygulamalarda kullanılabilir (80, 82). En çok kullanılan dental seramiklerden olan

Yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP), günümüzde seramik-stereolitografi için satışı çıkarılmış karışımlar olarak mevcuttur. Seramik stereolitografinin icadı, genel olarak seramik bileşenlerin eklemli üretimine ve özel olarak tam seramik protezlerin üretiminde büyük katkı sağlamaktadır. Bununla birlikte, 3B yazılı tam seramik protezlerin, basılı ve son sinterlenmiş bileşenlerinin mikro yapısının rutin kullanılan materyallerin estetik ve mekanik performansına göre uyarlayarak klinik olarak uygulanabilmesi için çeşitli teknik engellerin aşılması gerekmektedir (80).

2.2.2.2. Polimerler

Termoplastik Polimerler; 3B baskı yöntemlerinde kullanılan termoplastik polimerler arasında polimetilmetakrilat (PMMA) ve polietereterketon (PEEK) bulunur. PMMA, diş protezleri ve geçici restorasyonlar için kullanılabilirken, PEEK biyouyumluluk ve yüksek mukavemet özellikleri nedeniyle dental implantlar ve sürekli restorasyonlar için kullanılır (83, 84). PEEK in vivo bozunmaya karşı direnç gösterdiğinden, Nisan 1998'de uzun vadeli implantlara yönelik bir biyomateryal olarak ticari olarak teklif edilmiştir (Invibio Ltd, Thornton-Cleveleys, Birleşik Krallık) (63). O tarihten bu yana PEEK, yüksek performanslı bir termoplastik polimer olduğunu kanıtlamıştır. Ortopedi (85) ve travmatoloji alanında metalik implant bileşenlerinin yerini alabilmektedir (86). Ayrıca PEEK implantları ile kalvarial rekonstrüksiyonlar da tanımlanmıştır. Bu bulgular PEEK'in dental endosseöz implantlar için malzeme olarak titanyumun yerini alabileceğini göstermektedir (84).

Rezin

3B baskı yöntemlerinde yaygın olarak kullanılan bir materyaldir. Rezinler, stereolitografi (SLA) ve dijital ışık işleme (DLP) gibi ışığa duyarlı 3B baskı tekniklerinde kullanılır. Rezinler, protetik tedavi, ortodontik cihazlar ve cerrahi kılavuzlar gibi uygulamalar için uygundur (12). Dental kullanıma özel, daimi kuronlar, inleyler, onleyler ve takım dişler için biyouyumlu daimi restorasyonların 3B baskı yöntemiyle üretilmesinde kullanılabilen kompozit rezinlerin mekanik özellikleri yüksektir. İnorganik dolgu maddeleri ile rezin arasındaki denge, malzemeye gücünü verir. Malzemenin bitirilmesi ve parlatılması kolaydır ve her tür kompozit boyama kitiyle boyanabilir. Opaklık ve saydamlık arasındaki mükemmel denge sayesinde, yazdırılmış kuron mevcut dişler arasında mükemmel uyum sağlar. Çeşitli renkleri mevcuttur (12, 28, 29).

3B yazıcılarda dental olarak kullanılan BEGO VarseoSmile Crownplus, Permanent Bridge Saremco, Nexdent C&B MFH, Şenertek P-Crown gibi daimi olarak kullanılabilen ileri sürülen rezinler mevcuttur. Bu rezinlerle ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır. BEGO firması VarseoSmile Crown plus'ın, daimi tek kuronların, inleylerin ve onleylerin 3B yazdırılması için dünyanın ilk hibrit malzemesi olduğunu ileri sürmüştür. Grzebieluch ve ark. 'ları (12), VarseoSmile Crown plus'ın bükülme mukavemetinin, sert dokunun tek üye daimi restorasyonu için yeterli olduğunu gösteren bir çalışma yapmışlardır. Atria ve ark. (28), yaptığı çalışmada piyasada satılan rezinler olan Crowntec (CT, Saremco), Temporary C&B (FL, Formlabs), C&B MFH (ND, Nexdent) ve daimi olduğu ileri sürülen Permanent Bridge (PB, Saremco) rezinlerin mekanik özelliklerini kıyaslamış ve test edilen tüm malzemeler arasında, PB'nin daha yüksek mekanik performans sergilediğini bulmuştur. Rosentritt ve ark. (29), yaptığı bir çalışmada geçici veya kalıcı uygulamaya yönelik malzemelerin (3x geçici 3B baskı ile üretim, 3x baskı ile kalıcı üretim, 1x geçici frezeleme yöntemiyle üretim, 1x kalıcı frezeleme yöntemiyle üretim) in-vitro performansını değerlendirmişlerdir. Hem geçici hem de kalıcı molar kuronlar, orta ila uzun vadeli klinik uygulama için gerekli olan iyi in vitro performansı ve kabul edilebilir kırılma kuvvetlerini sağlamıştır. Resin bazlı malzemelerin aşınma stabilitesi yeterlidir ancak klinik koşullar altında yeniden değerlendirilmelidir sonucuna varmışlardır. Çalışmaya dahil ettiğimiz P-Crown daimi rezinin mekanik özelliklerinin incelendiği bir araştırma mevcut değildir.

2.3. CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri, protetik tedavilerde önemli bir teknolojik ilerleme sağlamıştır. Bu sistemler, dijital iş akışını optimize ederken, kuron, köprü, inley, onley ve veneer gibi restorasyonların üretim sürecini hızlandırıp ve daha doğru klinik sonuçlar elde etmeye yardımcı olmaktadır (87).

2.3.1. CAD/CAM Sistemlerinin Temel Bileşenleri

Veri toplama ünitesi (Tarayıcı), CAD-CAM sistemleri içerisinde veri eldesi için kullanılan intraoral kameralar, optik tarayıcılardır. Bahsi geçen optik tarayıcılar, intra oral görüntüleri kaydeden video kaydedici ve fotoğraf tarayıcı olarak iki tiptir (88). Yazılım sistemi fotoğraf tarayıcıları ile üç boyutlu sanal bir model elde eder. Laboratuvar tarayıcıları mekanik ve optik olmak üzere ikiye ayrılır. Mekanik tarayıcılar top uçlu bir aracı ile ana modelin mekanik olarak ölçümünü yapmaktadır. Optik olan versiyonlarda

ise bilgisayar dışın üç boyutlu yapısını derinlik ölçümü ile hesaplamaktadır (89). Ayrıca tarama direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılmaktadır. Direkt tarama; ölçü prosedürleri kullanılmadan ağız içi bir kamera ile intra oral bölgede yapılan tarama iken, indirekt tarama; alınan ölçü sonrası elde edilen model veya bir proinleyde yapılan taramadır (90). Bunun yanında tarama için final ölçü ile elde edilen model de kullanılabilir (91).

Tasarım ünitesi (CAD), tasarım ünitesinde CAD yazılımı sayesinde sanal modelin tasarımı ve sınırları oluşturulur. Restorasyonda belirginleşmesi istenilen yerler eklenerek belirginleştirilebilmekte veya silikleştirilebilmektedir (92). CAD/CAM sistemlerinin dijital kütüphanelerinde bulunmakta olan çok sayıdaki diş morfolojisi genel formları içermektedir. Vakanın durumuna bağlı olarak hekim tarafından manuel olarak değişiklikler yapılması gerekebilmektedir (93).

Üretim ünitesi (CAM), CAD yazılımında tasarlanan restorasyonların işlenmesi ve simante edilebilir hale gelmesidir (4).

2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

1. Nihai restorasyon üretilene kadar olan aşamalar kısaldığı için çapraz kontaminasyon riski ve hata yapma olasılığını azaltır.
2. Geleneksel ölçü yöntemlerine duyulan ihtiyacı ortadan kaldırmaktadır.
3. Daha uyumlu ve iyi restorasyonların daha kısa sürelerde yapılması sağlanabilmektedir.
4. Laboratuvar iş gücü azalmaktadır.
5. Yeni materyallerin kullanılmaya başlamasına imkan tanımaktadır.
6. Tasarlanan restorasyonların hekim tarafından sanal ortamda farklı açılardan değerlendirmesi yapılabilmektedir.
7. Aşamalar ve veriler arşivlenebilmektedir.
8. Geleneksel porselen yükleme ve fırınlamada süreçlerinde internal poröziteler oluşabilirken, kalite kontrolü üretici firmalarca önceden tamamlanan prefabrik bloklarda internal defekt bulunmaz. Bu teknoloji materyalin özelliği ile uyumlu dizaynın ve kalite kontrolünün yapılabilmesine olanak tanır.
9. Seramik materyalinin sinterizasyon, kondansasyon ve füzyon işlemleri azalmaktadır.

10. Dental teknisyenlerin harcadıkları zaman azalmaktadır.
11. Geçici restorasyon hazırlığı ve ölçü alma işlemi ortadan kalkmaktadır.
12. Aynı seans tüm işlemler bitirilebildiği için hasta ve hekim için zaman kaybı minimuma inmektedir (10, 94).

2.3.3. CAD/CAM İle Üretim Yöntemleri

CAD yazılımında tasarlanan restorasyonlar, CAM sistemlerinde üretilir. İki ana üretim yöntemi kullanılır: frezeleme yöntemi ve 3B baskı yöntemi.

2.3.3.1. Frezeleme Yöntemiyle Üretim

Frezeleme yöntemi, geniş bir malzeme yelpazesi sunar. Seramik, zirkonya, kompozit ve metal alaşımlar gibi malzemelerin kullanılmasıyla, diş hekimleri ve teknisyenler, hastaların estetik ve işlevsel gereksinimlerine göre restorasyonları özelleştirebilir (95). Geleneksel yöntemlere göre daha hızlı ve hassas sonuçlar sunar. Ayrıca, restorasyonların daha düşük oranda hata ile üretimi ile öngörülebilirlik ve standardizasyon sağlanır. Veriler kaydedilerek tekrarlanabilirlik kolaylaşır. Bu da zaman ve maliyet tasarrufu sağlayarak, üretim sürecini daha verimli hale getirir (96, 97). Frezeleme yönteminde kullanılan malzemeler ve ekipmanlar pahalı olabilir ve özellikle küçük ölçekli diş hekimliği uygulamaları için yatırım maliyeti yüksektir. Ayrıca, frezeleme süreci, karmaşık yapılar ve ince detaylar için bazen sınırlı kalabilmektedir (98). Üç eksenli frezeleme makineleri, üç ana hareket eksenini boyunca malzeme işleme yeteneğine sahiptir: X, Y ve Z. 3 eksenli makineler, daha basit restorasyonlar için uygundur ve daha düşük maliyetlidir. 3 eksenli cihazlara örnek inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon brain (DeguDent) dir. Dört-5 eksenli frezeleme makineleri, 3 eksenli makinelerin yanı sıra ek rotasyon eksenini (4. eksen) ve eğim eksenini (5. eksen) ile donatılmıştır. Bu ek eksenler, daha karmaşık ve hassas restorasyonlar için daha yüksek işleme yeteneği sağlar. 4 eksenli cihazlara örnek Zeno (Wieland-Imes) dir. 5 eksenli cihazlara örnek Everest Engine (KaVo), HSC Milling Device (etkon) dir (87).

2.3.3.2. 3B Baskı Yöntemiyle Üretim

3B baskı, katmanlı üretim, hızlı prototipleme ve katı bağımsız form üretim gibi isimlerle de bilinir (99). Hızlı prototipleme, 3B baskı teknolojisinin bilinen ilk ismidir. Fakat metod gelişme gösterdikçe ve kullanım sahası genişledikçe bu isimlendirme, ifade

edilen işleri tam olarak anlatamaz hale gelmiştir. Genellikle diğer isimlendirmeler tercih edilmiştir (100). 3B baskının temeli, bilgisayar destekli tasarıma dayanır ancak tasarımın son ürünü ortaya çıkarma yöntemi yeniden ele alınmıştır ve tasarım ilk olarak 2 boyutlu bir Standart Dönüştürme Dili (STL) dosya biçimine getirildikten sonra, datalar 3B yazıcılara aktarılır. Ürün katmanlar halinde birbiri üzerine eklenerek, fiziksel bir modele dönüştürülüp restorasyon ortaya çıkarılmaktadır. Böylece boşa harcanmış, artık materyal oluşmamaktadır (101, 102). 3B yazıcı sistemleri, otomotiv, havacılık, uzay ve savunma sanayisinde asıl ve yedek parça üretiminde; tekstil, gıda, mücevherat sektöründe, hediyeelik eşya üretiminde yaratıcı fikirlerin uygulanmasında; tıp ve diş hekimliğinde protetik ve çeşitli amaçlarla; hatta basitleştirilip kolaylaştırılan şekliyle ev tipi kişisel kullanım amacıyla, matematik, jeoloji gibi daha birçok alanda, çeşitli maddelerin (ahşap, soy ve soy olmayan metaller, plastik, rezin, kil, seramik, karbon fiber vs.) hammadde olarak kullanılmasıyla çok geniş bir alana hitap eder (102). 3B baskı, çeşitli diş hekimliği alanlarında çoklu uygulamalarla verimli, erişilebilir ve hızlı bir çoğaltma yöntemi olarak karşımıza çıkar. Örneğin modellerin ve cerrahi kılavuzların üretimi, implantoloji, sabit protezler, restoratif diş hekimliği, ortodonti gibi. 3B yazıcı teknolojisi hızla gelişen ve bilimsel literatürde önemli yer tutan bir konu haline gelmiştir (13). Üretim basamakları; veri toplama evresi, II. tasarım evresi (CAD yazılımı ile), tasarımın STL dosya formatı ve G kodlarına dönüştürülmesi, dosyaların yazıcıya aktarılması, üretim evresi, bitim işlemlerinden oluşmaktadır.

Veri toplama aşamasında, intraoral veya ekstraoral olarak tarama gerçekleştirilebilir. Ekstraoral olarak mekanik bir profiolometre veya optik tarayıcılar (beyaz ışık, renkli ışık veya lazer projeksiyonu ile) kullanılarak ölçü üzerinden veya ana model üzerinden tarama yapılabilir. İntraoral olarak tarayıcı lazer veya kamera ile veriler toplanabilir (103, 104).

Tasarım aşamasında, bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak, dijital model meydana getirilir ve daha sonra dosya STL formatıyla kaydedilir STL olarak kaydedilen tasarım dosyası verileri yazdırılabilir bir 3B CAD dosya biçimine dönüştüren 3B yazıcı yazılımına aktarılır. AutoDesk, AutoCAD, SolidWorks veya Creo Parametric gibi CAD yazılımları vardır (99).

STL dosya formatı bir çok cihaz tarafından görülüp dışarı aktarılabilir (105). Bu evrede sanal model 2 boyutlu olarak dilimlenir ve çeşitli koordinat ve bilgileri içeren G-

kodlara dönüştürülür. Bu şekilde 3B modelin her yüzeyi üçgen kesitler halinde depolanır. Üçgenin her köşesi için koordinatlar tanımlanmıştır (106).

Üretim aşamasında ise, dijital olarak hazırlanmış tasarımın, üretimi yapılır. 3B yazıcılar, STL dosyalarını okur ve çeşitli yöntemlerle katmanlar halinde fiziksel olarak işlenmiş maddeyi ortaya çıkarır.

Son olarak ürün yapısına göre çeşitli termal, kimyasal, cila veya polisaj gibi bitim işlemleri uygulanır (107).

3B baskı, geniş bir malzeme yelpazesi sunar. Rezin bazlı malzemeler, metal alaşımlar ve seramik bazlı malzemeler, diş hekimliği uygulamalarında kullanılabilir (13). Teknoloji, malzeme seçeneklerinin ve uygunluklarının artmasına yol açmaktadır. 3B baskı yöntemi, özellikle karmaşık yapıları ve özelleştirilmiş tasarımları üretmede avantajlıdır. Sutradhar ve ark. (108), yaptıkları bir çalışmada yerindeki patolojilerin özellikleri değişmeye devam etmekle beraber, aynı zamanda kemik, stres değişimlerine bağlı olarak sürekli bir yeniden yapılanma sürecinden geçtiği için kanser rezeksiyonu veya ciddi yaralanma sonrası yüz deformitesinin rekonstrüksiyonunun zor olduğu vakalarda kemik replasman tasarımlarının uygulanabilir olduğunu mekanik testler aracılığıyla başarılı bir şekilde göstermişlerdir. Dört farklı orta yüz deformitesini 3B yazıcılarla ürettikleri protezlerle rekonstrükte etmişlerdir. 3B baskı yöntemi, şu anda yüksek hassasiyet ve yüzey kalitesi gerektiren bazı restorasyonlar için sınırlı olabilir (109). Ayrıca, kullanılan malzemeler ve ekipmanlar yüksek maliyetli olabilir ve sürekli teknolojik gelişmelere ayak uydurmak için sürekli yatırım gerektirebilir (13).

2.3.3.2.1. Diş Hekimliğinde 3B Yazıcı Sistemlerinde Üretim Teknolojileri

3B baskı terimi genellikle, bir nesneyi oluşturmak için birden çok katman ekleyerek nesnelere bir katmanda oluşturan üretim şeklini tanımlamak için kullanılır (44). Şu anda, 3B yazıcılarda nesnelere yazdırılması süreci çoğunlukla altı farklı yazıcı teknolojisiyle yürütülmektedir:

1. Stereolitografi (SLA)
2. Dijital ışık işleme (DLP)
3. Sıvı kristal ekran (LCD)
4. Polyjet yazıcı

5. Sürekli sıvı arayüz üretimi (CLIP)
6. Selektif lazer sinterleme (SLS) ve Selektif lazer ergitme (SLM) (109, 110)

Stereolitografi (SLA):

SLA yöntemi diş hekimliği alanında kullanılan en eski ve en yaygın 3B baskı yöntemidir. SLA yönteminin patenti 1986 yılında Charles Hull tarafından alınmıştır. SLA, lazer aracılığı ile polimerize olup katılaştan, ultraviyole (UV) ışına duyarlı sıvı monomerden katmanlı objeler üretilmesi temeline dayanmaktadır. Cihazda kullanılan lazerin dalga boyu genellikle 355 nanometre (nm)'dir. SLA teknolojisindeki cihazlar, inşa platformunun ve lazerin hareketine göre çeşitlilik gösterebilmektedir. Yukarıdan aşağıya üretim tekniğinde, dikey olarak indirilebilen platform sıvı haznesinin dibinde bulunan sıvı reçinenin içine sokulabilmektedir. Platform ile hazne tabanı arasına bir tabaka sıvı reçine yayılmaktadır. Haznenin altından tarama yapan lazer, rezin tabakasını işlemeye başlar. Lazerin her işleme döngüsünden sonra, sıvı rezinin platform ile haznenin arasındaki boşluğa akması için platform yukarı hareket eder. Aşağıdan yukarıya üretim yönteminde haznenin tepe kısmında tarama yapan bir lazer bulunmaktadır. Hareketli inşa platformu, ince bir sıvı rezin tabakası ile kaplanmaktadır. Platform sıvı rezin haznesinin içerisinde konumlanmaktadır. İlk katmanı bir lazerle taradıktan sonra, inşa platformunun aşağıya doğru hareketi ile yeni bir sıvı rezin katmanı uygulanmaktadır. Döngü, obje oluşturulana kadar her katman için tekrarlanmaktadır (111, 112).

Dijital Işık İşleme (DLP):

Dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi, SLA tekniği ile benzerlik gösteren bir yöntemdir. Temel farkları, polimerizasyon için kullanılan ışık kaynaklarının farklılığıdır. DLP teknolojisinde, SLA yazıcılarında bulunan UV lazer yerine sıvı rezin haznesinin altına konumlandırılmış bir projektör kullanılmaktadır. DLP teknolojisi, dijital mikro ayna aygıtı adı verilen dikdörtgen ayna düzenine sahip bir mikrosistem içerir. DLP teknolojisinin SLA tekniğine göre avantajı, lazerle her alanı birbiri ardına taramak yerine desenli bir lazer ışığı üreterek her katmanın tek seferde polimerize olmasını sağlamaktır. Bu avantaj, üretim süresini ilgili katman geometrisinden veya nesne sayısından bağımsız hale getirir. Çözünürlük, DLP yöntemindeki piksel tabanlı pozlama sistemine bağlı olarak daha yüksek olabilmekte fakat bu durum DLP teknolojisinin SLA yöntemine göre daha üstün olduğunu göstermemektedir (113). DLP teknolojisinin en belirgin avantajı yüksek hassasiyette baskı yapabilmesidir. Yüksek hassasiyeti korumak için projeksiyonun

boyutları sınırlandırılmaktadır. Bu durum yalnızca küçük boyutlu nesnelere üretilmesine sebep olmaktadır (114).

Sıvı Kristal Ekran (LCD):

LCD 3B yazıcı teknolojisinin DLP teknolojisinden en büyük farkı görüntüleme tekniğidir. LCD 3B yazıcı tekniğinde görüntüleme sistemi olarak sıvı kristal ekran kullanılmaktadır. Bir sıvı kristale bir elektrik alanı uygulandığı zaman, kristallerin moleküler düzeni değişikliğe uğrar ve ışığın geçmesi engellenir. Gelişen sıvı kristal ekran teknolojisi ile birlikte sıvı kristal ekranın çözünürlükleri çok yüksektir. Elektrik alan uygulanması esnasında az sayıda sıvı kristal molekül yeniden düzenlenememekte ve bu durum zayıf ışık sızıntısına neden olmaktadır. Zayıf ışık sızıntıları LCD teknolojisinin hassasiyetinin DLP teknolojisine göre daha düşük olmasına sebebiyet vermektedir (115). DLP ve LCD teknolojisi arasındaki en önemli farklardan bir diğeri de ışık yoğunluğudur. Işık yoğunluğu, üretimi yapılacak olan objenin baskı hızını ve sertleşme derecesini belirleyen fotopolimerizasyon için önemli bir etmendir. Başlatıcı miktarı veya maruz kalma süresi artırıldığında DLP yazıcılarda kullanılan ışığa duyarlı sıvı rezin LCD yazıcılarda da kullanılabilir. LCD yazıcıların maliyeti yüksek değildir ve yüksek çözünürlüğe sahiptir. LCD yazıcıların ömrü kısadır ve panelin belirli periyotlarla değiştirilmesi gerekmektedir. LCD teknolojisindeki ışığın yoğunluğu çok düşüktür, sebebi ışığın yalnızca %10'unun LCD panelden geçebilmesi ve ışığın %90'ının LCD panel tarafından emilmesidir. LCD teknolojisindeki yazıcılar dişhekimliği, kuyumculuk gibi alanlarda kullanılmaktadır (115).

Polyjet Baskı (Sprey Baskı):

Polyjet tekniğinin patenti Objet isimli firma tarafından 2000 yılında alınmıştır. Modeldeki dilimlemeye göre yüksek sayıda (100 ve katları veya 1000 ve katları) nozul kullanılarak platformda katmanlar halinde ışığa duyarlı sıvı monomerler püskürtülür. Monomer püskürten nozullar X ve Y ekseninde hareket ederler. Monomer çalışma sahasına püskürtüldüğünde silindirler monomerin yüzeyini düzlemekte ve sonrasında UV lambası sayesinde monomerler polimerize edilmektedir. Bir tabaka polimerize edilmesinden sonra platform hassas bir biçimde yeni tabakanın oluşturulması amacıyla bir katman kalınlığında Z ekseninde hareket etmektedir. Objeye tamamlanana kadar bu işlem devamlı tekrarlanır (116). Kullanılacak sıvı rezin enjekte edilebilir olmalıdır. Enjekte edilebilir yapıda rezinin püskürtülebilmesi için materyal viskozitesi düşük olmalı

veya nozul ısıtılabilirdir. Polyjet yazıcıda çok sayıda nozul kullanıldığı için farklı malzemeler püskürtülebilir. Farklı renkte, sertlikte malzemeler aynı anda yazdırılabilmektedir. Polyjet baskı 16 µm'ye (mikrometre) kadar düşük katman kalınlığında baskı yapma teknolojisine sahip çok yüksek çözünürlükte bir tekniktir. Destek üniteleri eriyebilir veya çözünebilir olduğundan desteklerin ayrılması işlemi hasarsız ve rahat biçimde yapılabilir. Polyjet teknolojisi yüksek hassasiyet gerektiren işlemlerde kullanılmaktadır. Bu durumun sebebi ise günümüzde hem cihaz hem de materyallerin maliyetinin oldukça yüksek olmasıdır.

Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP):

Sürekli sıvı arayüz üretimi (Continuous Liquid Interface Production-CLIP) teknolojisi, oksijen geçirgen mercekler ve programlanabilir sıvı rezinler kullanarak yüksek mekanik özelliklere sahip, yüksek çözünürlüklü parçalar üretmek için kullanılan yeni bir 3B baskı ile üretim teknolojisidir. DLP teknolojisi ile benzerlik gösteren bir çalışma sistemine sahip olan CLIP'de üretim yapılan platform Z ekseninde devamlı olarak hareket etmektedir. Bu sayede parçaların üretimi daha kısa zamanda tamamlanabilmektedir (113). Sürekli sıvı arayüz üretimi yönteminde, alttaki UV ışını gönderen projeksiyon ışığa duyarlı rezinin katılaşması işlemini gerçekleştirirken, haznenin altındaki sıvı rezin oksijen inhibisyonu sebebiyle sabit bir sıvı alanı (ölü bölge) olarak korunmakta, böylece polimerizasyonun devamlılığı sağlanmaktadır. Alt kısımdaki özel pencere, ışığın ve oksijenin geçmesini sağlamaktadır (117). Sürekli sıvı arayüz üretimi yönteminin en temel avantajı hızlı baskı yapabilmesidir. Bununla beraber, üretim sırasında düşük viskoziteli sıvı rezine ihtiyaç duyulmaktadır. Yüksek viskoziteli sıvı rezin kullanıldığında üretim verimliliği yüksek olamamaktadır. Üretim teknolojisi için temel elementlerden biri olan oksijen geçirgen merceklerin de maliyeti oldukça yüksektir (115).

Selektif Lazer Sinterleme (SLS) Ve Selektif Lazer Ergitme (SLM):

Selektif lazer sinterleme yöntemi, toz formundaki materyalin lazer sistemi kullanılarak bölgesel olarak eritilmesinin ardından katmanlar halinde birleştirilmesi ve üç boyutlu nesnelerin üretimi şeklinde tanımlanmaktadır (116, 118). SLS sisteminde makinede bulunan toz halindeki materyal ince ve düzgün bir tabaka halinde yayılmakta ve CAD verilerindeki işlemin uygulanacağı yüzey üzerine ayna sistemi ile lazer ışını gönderilmektedir. Lazer ışınının ilgili yüzeye çarpması sonucunda açığa çıkan ısı, toz partiküllerini bölgesel biçimde eriterek partiküllerin kaynaşmalarına sebep olmaktadır.

İşlem tamamlandığında tabanda bulunan platform katman kalınlığı miktarınca aşağı inmekte ve yeni bir katman meydana getirmektedir. Üretim sonlanana kadar bu işlem devam eder. SLS teknolojisiyle metal tozlarından direkt olarak fonksiyonel bir parça üretilmesine Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) ismi verilmektedir (119). DMLS sisteminde farklı erime derecelerine sahip metal tozlarının karışımı kullanılmaktadır. Düşük erime derecesindeki metal alaşım bağlayıcı olarak görev yapar. Böylece yüksek yoğunlukta ve üstün mekanik özelliklere sahip metal parça üretimi gerçekleştirilmektedir (103, 118).

Seçici lazer ergitme üretim yöntemi SLS temelli bir teknolojidir. Çalışma biçimi, kullanılan lazer tipleri ve materyal tipleri itibariyle SLS sistemine benzemektedir. SLM yöntemi kullanılan toz partiküllerinin bağlanma biçimi ve lazer ışınının gücü açısından farklılıklar göstermektedir. SLM sistemlerinde, partiküllerin tamamıyla erimesini sağlayan yüksek enerjiye sahip lazer sistemleri kullanılmaktadır. Teorik olarak, partiküllerin bütününde ve tamamen erime sağlandığından, SLM ile üretilen parçaların madde yoğunluğu SLS'ye göre daha yüksek olabilmektedir (118, 119). Protetik diş tedavisinde; hareketli bölümlü protezlerde de, iskelet alt yapılarında, kuron köprü metal seramik restorasyonların alt yapılarında, implant destekli overdenture protezlerde dental bar üretiminde, bireysel abutment ve implant üretiminde kullanılabilir.

2.3.3.2.2. Baskı Sonrası İşlemler

Son işleme prosedürleri, çıkarma, temizleme, son polimerizasyon ve destekleyici yapıların çıkarılması olmak üzere dört adıma ayrılabilir (120). Çıkarma, ürünün yazıcı platformundan fiziksel olarak çıkarılması anlamına gelir, temizleme, ürünü izopropil (IPA) veya izopropanol alkol gibi bir organik çözücüye batırarak nesnenin yüzeyindeki sertleşmemiş reçineyi ortadan kaldırır (121). Bir UV polimerizasyon makinesi kullanılarak ürünün polimerizasyonunu tamamlamak için post-polimerizasyon önerilir ve destekleyici yapıların çıkarılması elmas disk veya ultrasonik uç gibi bir kesme cihazı kullanılarak gerçekleştirilebilir (122). Yıkamanın objelerin mukavemeti üzerinde belirsiz bir etkisi vardır. Ancak sonunda uzun süreli yıkamanın mukavemeti biraz azalttığı bulunmuştur. Yıkama, objenin yüzeyinin kalitesini önemli ölçüde etkiler. Çok kısa yıkama süresi, yazıcı işlemine çok benzeyen ve yüksek pürüzlü bir yüzeye sonuçlanır. Yıkama süresinin 10 dk'ya (dakika) çıkarılması, pürüzlülüğü bir derece düşürür (123). Kütleme süresinin, objenin gerilme ve eğilme mukavemetini güçlü bir şekilde etkilediği

ve yüzey kalitesini iyileştirdiği bulunmuştur. Final kürlemenin, koruyucu su uygulamasıyla kürlenmiş örnek için faydalı olduğu da gösterilmiştir. Bu yaklaşım, nesnelerin bükülme mukavemetinde bir gelişme ile sonuçlanır. Genel olarak, elde edilen araştırma sonuçları, kesit boyutları birkaç mm olan çıktılar için optimal yıkama süresinin 10 dk'dan fazla olmadığını ve son sertleştirme süresinin en az 30 dk olduğunu göstermektedir (123).

2.4. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Restoratif materyaller ağız ortamında sürekli olarak tükürük akışı, ısı, Ph değişimlerine maruz kalmaktadır. Bu nedenle klinik koşulların materyaller üzerindeki mekanik ve fiziksel etkilerini in vitro olarak yansıtılabilmek amacıyla yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. En sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleri olarak, termal devirlendirme (ısı döngüsü), otoklavla yaşlandırma, suda bekletme, NaOCI solüsyonunda bekletme, okluzal yükleme ile yaşlandırma gibi yöntemler sayılabilir (124). Uzun dönem suda bekletme ile yaşlandırma yöntemi en sık kullanılan yöntemlerdendir. Örnekler 37°C'de suda belli bir süre bekletilmektedir; bu süre birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süreler olabilir (124). Okluzal yükleme ile yaşlandırmada; örnekler çiğneme simülörleri ile mekanik kuvvet uygulanarak stres yüklenmektedir (124). NaOCI solüsyonunda bekleterek yaşlandırmada; %10 luk NaOCI solüsyonu in vivo yıkımı taklit eden, ancak oldukça hızlandırılmış şekilde bu işlemi yapan bir solüsyondur. %10'luk NaOCI organik bileşenleri ortamdaki uzaklaştırır ve hibrit tabakasını çözmektedir (125).

2.4.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Laboratuvarda yürütülen in vitro çalışmalar, klinik ortam, nem ve dişlerin ve restorasyonların yüklenmesi ile ilgili ağız boşluğu koşullarını düzgün bir şekilde simüle edemez. Ağız boşluğu ortamının simülasyonu, dişlerin ve/veya restorasyonların yaşlandırma prosedürleriyle bir dereceye kadar gerçekleştirilebilir (126). Termo döngü (TC), malzemeye ilgili faktörleri etkileyerek aşınmayı etkileyen bir yaşlandırma prosedürüdür. Sıcaklık aralıkları, bekleme süreleri ve maruz kalma döngüleri bu prosedürün kritik parametreleridir (127). Uluslararası Standartlar Örgütü'nün (ISO) tavsiyelerine göre, önerilen sıcaklık rejimi 5 °C ila 55 °C'dir. Çeşitli araştırmalar, 5 s ile 2 dakika arasında değişen farklı kalma süresi parametreleri kullanmıştır. ISO, biyomalzemelerin yaşlanmasını simüle etmek için 500 döngü bir protokolün yeterli olduğunu düşünmüştür. Bununla birlikte, bazı araştırmalar için 500 döngü, yeterli

yaşlanma süresini temsil etmek için çok düşük bir sayıdır (128). 1999'da Gale ve Darvell, 1 yıllık klinik kullanımın yaklaşık 10.000 termal döngüye eşdeğer olduğunu varsaymışlardır (128). Yalnızca belirli çalışmalar, ISO standardını sadakatle uygulamıştır. Çoğu çalışma kendi prosedürlerini kullanmış ve sıcaklık parametresi (5-55 °C) dahilinde yalnızca bir miktar tutarlılık ve seçilen döngü sayısında ve bekleme süresinde büyük ölçüde değişkenlik göstermiştir (127). En büyük sorun her zaman ağız boşluğunda bir yıllık fizyolojik yaşlanmaya karşılık gelen döngü sayısının nasıl tahmin edileceği olmuştur. İn vivo olarak birim zamanda termal döngü sayısı hakkında herhangi bir rapor bulunamıştır.

2.4.2. Termomekanik Yaşlandırma (TCML)

Döngüsel yükleme ile birlikte termal yaşlandırma yöntemi, restoratif malzemelerin özelliklerini değerlendirmek için en yaygın kullanılan ve gerekli yöntemdir. 2000 yılında, ağız boşluğundaki klinik koşulları simüle etmek için ısı döngü ve mekanik yükleme kullanan farklı bir sistem önerilmiştir. 50.000 döngü oklüzal yükleme ve 8000 siklus termal döngünün ağız boşluğunda 6-8 haftalık işlevi simüle edeceği varsayılmıştır (129, 130). Bizim de çalışmada uyguladığımız 49 N dikey oklüzal kuvvet, 5-55 derece termal döngü, bekleme süresi 30s- 30s, 1 mm dikey, 2mm yatay hareket ve 2 yıllık çiğnemeyi taklit edecek şekilde 400.000 siklus ile termomekanik olarak yaşlandırma yöntemi çok sık kullanılmaktadır. (1-3).

2.4.3. Aşınma Test Cihazları ve Aşınma Simülasyon Teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin klinik kullanıma girmeden önce mekanik özelliklerinin laboratuvar koşullarında kapsamlı bir şekilde test edilmesi gerekmektedir. Mekanik direnç denemeleri (sertlik, kırılma dayanımı, esneklik modülü, vb.) aşınma ve yorulma testi ile tamamlanmalıdır. Aşınma, "sürtünme veya kullanma yoluyla hasar verme, aşındırma veya yok etme" anlamına gelirken, yorgunluk "tekrarlanan stres değişimlerinin neden olduğu metal veya diğer malzemelerdeki zayıflık" anlamına gelir. Diş hekimliğinde bu senaryoları tanımlamak için kullanılan genel terimler yaşlanma ve yorgunluktur (131). Dental materyallerin klinik kullanıma girmeden önce aşınma ve yorulma özellikleri hakkında bilgi ihtiyacı, çiğnemeyi simüle etmeyi amaçlayan bir dizi cihazın geliştirilmesine yol açmıştır. Bu simülatörler, bir malzemenin uzun süreli kullanım sırasındaki davranışı hakkında bilgi sağlamak için son yük testinden önce kullanılır. Aynı zamanda, birçok in vitro denemenin mümkün olduğunca insan

çignemesinin fizyolojik özelliklerini ve çene hareketlerinin yönünü ve kuvvetini taklit etmesi gerekir (132, 133). Federal İlaç İdaresi (FDA), iyi laboratuvar uygulamaları için bir dizi direktif oluşturmuştur. Ancak bugüne kadar, çekme ve kırılma dayanımını ölçerken olduğu gibi aşınma ve yaşlanmayı ölçmek için tek bir standart sistem belirlenmemiştir. Hali hazırda mevcut çigneme simülatörlerinde, kuvvetlerin kontrolü ve düzenlenmesi açısından değişkenlik, sonuçların tekrarlanabilirliği ve değişkenliği üzerinde olumsuz etkiler ve in vitro bulguları ağız boşluğuna yansıtmanın zorluğudur (134).

Ağızdaki aşınma mekanizmaları kişiden kişiye farklılık gösterebilecek kadar karmaşıktır. Bu nedenle, karşılaştırılabilir olmayan ve genel olarak kabul görmeyen sürecin farklı koşullarını tek bir aşınma testi ile yeniden oluşturmak imkansız görünmektedir. Ancak, aşınma testi farklı aşınma mekanizmalarını dikkate almalıdır. Aşınma testlerinin çoğu, esas olarak farklı mekanizmaların belirli bir yönünü dikkate almak için önerilmiştir, hatta bazıları dental materyallerin aşınma dayanımını tam olarak karakterize etmek için yeterli olduğunu iddia etmektedir. Bu nedenle, klinik koşullar altında ortaya çıkan aşınma özelliklerini laboratuvar testleri kullanarak araştırmak mantıklıdır. Bir laboratuvar testinden elde edilen in vitro aşınma sonuçları, in vivo bulgularla karşılaştırmaya izin vermelidir. Çeşitli test yöntemleri kullanılarak klinik aşınmanın tamamını tahmin etmek mümkün olabilir (135). Farklı aşınma simülasyon tekniklerini tanımlamak için üç ana mekanik yaklaşım düşünülebilir.

2.4.3.1. İki Gövdeli Aşınma Makineleri

İki gövdeli aşınma simülatörleri, klinik aşınmayı taklit edecek şekilde geliştirilmiştir. Bu makineler, bazı aşınma parametrelerinin olmaması nedeniyle değişen başarı ile kullanılmıştır. Aşınma sonuçlarını yorumlamak ve karşılaştırmalı sonuçlar çıkarmak zordur. İki gövdeli aşınma tek geçişli kayma, iki gövdeli aşınma rotasyonel sayaç örneği, iki gövdeli makine kayma aşınması, pin-on-disk tribometresi ve taşlama çarkı tasarımları bu tür makinelere örnek olarak verilebilir (136).

2.4.3.2. Üç Gövdeli Aşınma Makineleri

Üç gövdeli aşınma simülatörleri, restoratif materyallerin referans materyallere göre aşınma dayanımına göre belirlenmesi amacıyla oral ortamı ve biyolojik değişkenleri taklit edecek şekilde tasarlanmıştır. Çigneme simülatörleri çoğunlukla, bir dereceye kadar çigneme hareketlerini simüle edebilen in vitro üç gövdeli aşınma makinelerinde

kullanılmaktadır. Bu makineler, daha yüksek klinik başarı elde edebilecekleri aşınma parametrelerini kullanabilir (137, 138). ACTA, Alabama ve Willytec bu tür makinelere örnek olarak verilebilir.

Çiğneme simülatörleri, dental materyallerin ve restorasyonların oklüzal (dişlerin temas ettiği) yüzeylerindeki aşınma dayanımını ve performansını değerlendirmek için kullanılır. Bu simülatörler, restoratif materyaller, kompozit rezinler, porselenler, kuronlar ve dental implantlar gibi dental materyallerin aşınma dayanımını ölçmeye yardımcı olur.

Çiğneme simülatörlerinde yapılan testler, çiğneme hareketlerini, çiğneme kuvvetlerini ve dental materyallerle etkileşime giren yapay tükürük veya diğer aşındırıcı maddeleri kontrol ederek, aşınma süreçlerini ve dental materyallerin aşınma dayanımını değerlendirmeye olanak tanır (139). Çiğneme simülatörleriyle yapılan in vitro testler, diş hekimliği ürünleri ve materyallerin geliştirilmesine ve iyileştirilmesine katkıda bulunarak, daha etkili ve dayanıklı dental ürünlerin tasarımına ve üretilmesine yardımcı olur. Bu testler, aynı zamanda, aşınma süreçlerinin ve faktörlerinin daha iyi anlaşılmasına ve diş aşınmasının önlenmesine ve yönetimine yönelik stratejilerin geliştirilmesine katkı sağlar.

Aşınma simülasyon tekniği seçilerek yapılan çalışma tasarımından sonra, aşınma simülasyonunu etkileyen karmaşık parametrelere göre aşağıdaki süreçler doğrulanmalıdır:

- Örneklerin hazırlanması ve saklanması
- Kalemin malzemesi, şekli ve boyutu
- Aşındırıcı ortamın özellikleri ve zamana göre değişimi
- Sonuçların tekrarlanabilirliği
- Bir standart veya referans materyalin tanımı

2.4.4. İn-Vitro Aşınma Simülasyonunu Etkileyen Parametreler

Antagonist Malzemelerin Standardizasyonu

Bir in-vitro aşınma testi sisteminde, doğru antagonist malzemeyi seçmek ve verimli bir simülasyon elde etmek için in-vivo aşınma ile ilgili çeşitli faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Potansiyel antagonist malzemelerin değerlendirilmesi, aşınma simülasyonuna dayalı temel mekanik, kimyasal ve yapısal özelliklerin araştırılmasıyla

desteklenmelidir (140). Antagonistlerin şekli standartlaştırılmalı ve doğada bulunan standartlaştırılmamış tüberküllere benzer ortalama değerlere sahip olmalıdır.

Antagonist Bileşimi

Oklüzal temas alanlarında aşınmayı simüle etmek için mine antagonistleri tercih edilir. Ayrıca altın, seramik, kompozit, paslanmaz çelik, krom-çelik antagonistleri, alümina top (10 mm çapında), porseleni ve yarı gözenekli seramik, steatit gibi farklı aşınma testi yöntemleri için pek çok seçenek vardır (141). İnsan dişi: İn vitro aşınma testlerinde, insan dişi (özellikle mine veya dentin) doğal bir antagonist materyal olarak kullanılabilir. İnsan dişleri, doğal aşınma süreçlerini en doğru şekilde simüle etmek için kullanılır (142). İn vitro aşınma testlerinde kullanılan antagonist materyaller, restoratif materyallerin ve diş yapısının aşınma dayanımını değerlendirmeye yardımcı olur. Seçilen antagonist materyalin özellikleri, testin sonuçlarını ve uygulamadaki klinik performansı büyük ölçüde etkileyebilir. Bu nedenle, doğru antagonist materyali seçmek ve test koşullarını dikkatlice kontrol etmek önemlidir.

Antagonist Şekli

Düz, küresel veya yuvarlak tipler, düzleştirilmiş mine yüzeyler, çekilmiş insan üçüncü azı dişlerinden küresel veya yarım küre mine örnekleri, standartlaştırılmış insan mine uçları gibi farklı aşınma testi yöntemleri için farklı şekiller vardır (141).

Yükleme kuvvetinin seçimi, aşınma testi yönteminin önemli bir parçasıdır. 50 N'luk (~ 5 kg) bir yük genellikle fizyolojik oklüzal kuvvetlerin ortalama değeri olarak kabul edilir ve çeşitli çiğneme simülasyon çalışmalarında kullanılmıştır (143, 144). Temas alanının boyutu, çiğneme döngüleri sırasında temas yüzeyleri değişebilir ve bunların tanımlanması çok önemlidir. Malzemenin iki gövdeli aşınmaya tabi olup olmadığını gösterirler ve çiğneme kuvvetinin dağılımına ilişkin bir tahmin sağlarlar (145). Azalan/artan kaldırma hızı, çiğneme döngüsü sayısı (130, 141, 146), çiğneme döngülerinin sıklığı, temas süresi (147) simülasyonu etkileyen faktörlerdir. Kayma hareketi (141) bir aşınma testi prosedüründe çok önemli bir bileşendir. Bunun nedeni, bir malzemenin mikro yorgunluğunun, yalnızca bir antagonist malzeme üzerinde kayarken oluşan bir gerilimin sonucu olarak ortaya çıkmasıdır. Malzemenin yorulma mukavemetini değerlendirmek için bir aşınma testine bir kayma hareketi dahil edilmelidir (138). Lubrikasyon ve sürtünme (148), ortalama ortam sıcaklığı da simülasyonda etkili diğer faktörlerdir. Genel olarak in vitro aşınma simülasyon çalışmalarında 20 °C-37 °C

aralığında sabit bir sıcaklık veya 5 °C-55 °C aralığında ısıl döngüye tabi tutulan örnekler alınır (141).

2.4.5. Dental Restorasyonlarda Aşınma

Aşınma, mekanik temas, katı veya sıvı bir cismin hareketi, kimyasal etki veya eş zamanlı kimyasal ve mekanik etkinin neden olduğu bir yüzeydeki malzeme kaybıdır. Endüstriyel süreçlerde önemli olabilecek bazı mekanizmalar ağızda oluşmadığından, bu terminoloji endüstride kullanılan terminolojiden biraz farklı olabilir. Ağızdaki aşınma genellikle aynı anda hareket eden farklı mekanizmalardan kaynaklanır. Aşınma, oklüzal etkileşimlerin neden olabileceği önemli bir sonuçtur. Kontrolsüz bırakılırsa, yaşam kalitesinde azalma ve sistemik sağlıkta olası bozulma ile zayıf çiğneme işlevine yol açabilir (149, 150).

2.4.6. Diş Hekimliğinde Materyal Aşınma Türleri:

Abrazyon: Dişlerin ve dental materyallerin, diş fırçası, diş macunu veya dişleri sert bir şekilde temizlemek için kullanılan aletler gibi diş etkenlerle teması sonucu oluşan mekanik aşınma türüdür (151).

Adhezyon aşınması: Restorasyon materyalleri ve diş yapısı arasındaki yapışma kuvvetinin azalması sonucu oluşan aşınma türüdür (152). Adhezyon aşınması, dental restorasyonların başarısızlığına veya dişlerde hassasiyete neden olabilir.

Korozyon (elektrokimyasal aşınma): Diş hekimliğinde kullanılan metal restorasyon materyallerinin, tükürük ve oral ortamdaki kimyasal maddelerle etkileşime girerek elektrokimyasal aşınma sürecine uğramasıdır (153). Korozyon, metal restorasyonlarda renk değişimi, kırılma ve yapısal bozulma gibi sorunlara neden olabilir.

Biyokoroziv aşınma: Ağız ortamında mikroorganizmaların varlığı ve metabolik faaliyetleri sonucu dişler ve restorasyon materyalleri üzerinde oluşan aşınma türüdür. Bu tür aşınma, diş çürüklerine, restorasyonların başarısızlığına ve diş hassasiyetine yol açabilir (154).

Yüzeyel aşınma (yüzey aşındırması): Dişlerin ve restorasyon materyallerinin yüzeylerinde oluşan aşınma türüdür (155). Yüzeyel aşınma, diş fırçalama, temizleme işlemleri ve düzensiz yapıdaki gıdalar gibi mekanik etkenlerle oluşur. Dişlerin yüzey özelliklerinin değişmesine ve estetik sorunlara yol açabilir.

Yorulma aşınması: Genellikle restoratif malzemelerin veya protezlerin uzun süreli kullanımı sonucu meydana gelir. Bu durum, tekrarlanan yüklemeler nedeniyle malzemenin mikroskopik düzeyde kırılması veya deformasyonu sonucunda oluşur (156).

2.4.7. Aşınma Değerlendirme Yöntemleri

Direkt Metod

Klinik diş aşınma indeksleri (TWI), diş aşınmasının doğrudan ölçülmesi için en sık kullanılan yöntemdir (157, 158). Özel ekipman gerektirmeyen en popüler yöntemlerden biridir ancak değerlendirmesi subjektiftir ve anlamlı sonuçlar alınması uzun zaman alır (159). Ek olarak, indeksler diş aşınmasının net bir sınıflandırmasını ve miktarını vermemektedir, dolayısıyla kabul edilebilir aşınma eşiğini belirleme ve çürümüş, dolgulu veya taşla kaplı yüzeyleri değerlendirme yetenekleri sınırlıdır.

İndirekt Metod

Alçı kopyalar kullanılarak diş yüzeyi kaybının ölçülmesi, diş aşınmasının dolaylı bir değerlendirme yöntemidir (160). Aşınmanın daha doğru bir şekilde ölçülmesi için başka yöntemler geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Bunlar, doğrudan kasp yüksekliği ölçümü, görüntü analizi, 3B tarama, bilgisayar grafikleri ve profilometre gibi dolaylı teknikleri içerir. Yukarıda belirtilen daha doğru yöntemler, stereomikroskop, bilgisayarlı 3B ölçüm mikroskobu, özelleştirilmiş/ticari profilometre, lazer profilometre vb. dahil olmak üzere daha gelişmiş ölçüm araçları kullanmıştır (161).

3B tarama teknikleri çeşitli klinik çalışmalarda kullanılmış ve restoratif materyallerin erken aşınma davranışlarının ayırt edilmesine ve aşınmanın 10 µm içinde tanımlanmasına olanak sağlamıştır (161, 162). Yapıyı bozmadan tüm dişin ve/veya malzeme yüzeyinin 3B taranmasına olanak tanıyan bu teknikler, son derece hassastır, kantitatifdir, hem klinik hem de laboratuvar ortamlarında uygulanabilir ve diğer 3B veritabanlarıyla karşılaştırmaya izin veren depolanabilir 3B veritabanları sağlar (163). Bununla birlikte, özel donanım ve yazılım gerektirdiğinden, 3B tarama klinik araştırmacılar için yüksek maliyet ve sınırlı kullanılabilirlik dezavantajına sahiptir (162). Pratik bir bakış açısından, desenler de testten önce ve sonra doğru bir şekilde eşleştirilmeli ve bazı durumlarda, özellikle antagonist ölçülürken bu amaçla referans noktaları oluşturulmalıdır.

Yüzey topolojilerinin sıralı 3B görüntüleri de aşınma ölçümü için doğru bir yöntemdir (163). Temaslı profilometreler, temassız beyaz ışıklı optik profilometreler, mikrokon CT tarayıcılar, lazer tarayıcılar ve CAD/CAM sistemleri kullanılarak 3 boyutlu görüntüler elde etmek mümkündür (157). Ayrıca Geomagic gibi, diş hekimliğinde kullanılan 3B görüntüleme ve analiz yazılımları vardır (164).

2.4.8. Aşınma Ölçüm Parametreleri

Aşınmış yüzeylerin mikrotopografik analizi, aşınma miktarını değerlendirirken farklı parametreleri ortaya çıkarabilir (143).

Aşınma Hacmi

Kaldırılan malzeme hacmi olarak tanımlanan aşınma hacmi, ölçülecek aşınma ölçümü parametresinin bariz bir seçimidir. Diş aşınmasını ölçmede en geçerli yöntem, üç boyutlu modelin avantajlarından yararlanılabilen hacimdeki değişikliğin belirlenmesidir (163, 165).

Hacim, bir aşınma denklemi ile gösterilebilir.

$$\text{Hacim kaybı} = k. (F_s \times d) / b$$

Oklüzal kuvvet, çiğneme döngüsü sayısı, kayma yolu mesafesi gibi çiğneme parametrelerinin zamanla nispeten sabit kaldığı varsayılmalıdır. Ayrıca, karşıt malzemeler ölçüm zaman aralığında değişmez, o zaman kayma mukavemeti b sabittir.

Kuvvet çarpı mesafe ($F_S \times d$) iştir. Böylece hacim kaybı yapılan işi gösterir. Bu, malzeme özelliği olarak hacim kaybını ifade eder ve oklüzal faktörlerden bağımsızdır. “d” toplam süzülme mesafesini gösterir ve şu şekilde hesaplanır:

$$d = (\text{çiğneme döngüleri} / \text{birim zaman}) \times \text{süzülme yolu} \times \text{zaman}$$

Aşınma denkleminde d ikame edildiğinde ve birim zamandaki çiğneme çevrimlerinin ve süzülme yolunun uzunluğunun zaman içinde nispeten sabit olduğu varsayıldığında, hacim kaybının yaklaşık olarak zamanla orantılı olduğu ileri sürülebilir. Çiğneme parametrelerinin kontrol edildiği ve zamanla sabit kaldığı yapay ağız ortamında hacmin zamanla ilişkisi hakkında özel klinik ve in vitro çalışmalar mevcuttur (162). Modern 3B tarama ekipmanı, örnek yüzeyinin doğrudan görüntülenmesine izin verdiği için, aşınma artık tek boyutlu olarak derinlik veya iki boyutlu olarak alan olarak tahmin edilmek yerine üç boyutlu olarak hacim kaybı olarak tanımlanmaktadır (143).

Aşınma Alanı ve Derinliği

Aşınma alanı ve derinliği, klinik aşınmayı dikey olarak iki ve bir boyutta ölçmek için potansiyel parametrelerdir. Oklüzal faktörlere bağlı olan ve zamanla değişen, bazı dezavantajları olan dolaylı aşınma ölçümlerini temsil ederler. Aşınma sırasında karşıt dişlerin temasta kaldığı varsayıldığında, oklüzal parametrelerde üç dinamik değişiklik vardır: Sentrik temaslar kayar, dişlerin birbirine oryantasyonu değişir ve temas yüzeyleri artar (143). Aşınmanın dinamik kalitesi gerçeği göz önüne alındığında, aşınma alanı her zaman aktif aşınmayı temsil etmez. Aşınma bölgesinin alanı, oklüzal faktörlere bağlı olarak aşınmanın dolaylı bir ölçüsüdür. Derinliğin boyutu, nerede ve hangi yönden ölçüldüğüne bağlıdır, bu nedenle iyi bir seçim değildir.

2.5. Kırılma Dayanımı

Bir materyalde oluşacak kırılma ya da plastik deformasyon için gerekli olan maksimum stres miktarı o materyalin dayanıklılığını belirler. Bu stres miktarı materyali kırmak için gereken maksimum kuvvet olarak da tanımlanabilir (166). Bir cisimde kırılma görüldüğü andaki kuvvet miktarı o cismin kırılma dayanımının göstergesidir.

Laboratuvar kırma testleri, sonuçları zaman alan in vivo çalışmalar yerine, klinik şartları taklit ederek restorasyonların veya materyallerin özelliklerini ve başarısını değerlendirmeyi amaçlayan ve en sık kullanılan in vitro yöntemdir. Bu yöntem materyalin klinik uygulanabilirliği hakkında karar verme konusunda önemli bir etkidir. Kırma testlerinde, küresel bir uç yardımıyla materyalde başarısızlık olana kadar kuvvet uygulanır (167, 168).

Dayanıklılık baskın olan gerilim cinsine göre isimlendirilir. Bunlar; makaslama, basma, çekme şeklindedir. Çiğneme işlemi sırasında oluşan kuvvetlerin çoğunluğu basma kuvveti şeklinde olduğundan restorasyonun başarısı değerlendirilmelerinde bu gerilim tipi dikkate alınmaktadır (169).

Kırılma dayanımı testi dental literatürde farklı tipte dental materyallerin ve restorasyonların temel mekanik özelliklerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu testler, örnek boyutlarının ve yükleme koşullarının iyi kontrol edildiği bir laboratuvar ortamı sağlar (170). Herhangi bir laboratuvar testinin amacı, örneğin kullanılmak için tasarlandığı klinik durumu mümkün olduğunca yakın bir şekilde taklit etmek olsa da, birçok ağız içi değişkenin in vitro olarak yeniden üretilmesi zordur. Restorasyonun geometrisi, çiğneme döngüsünün karmaşık dinamiği, insan oklüzyonunun

doğası, dışın ve destek dokularının mekanik özellikleri ve karmaşık yapısı ve gıda substratının tipi ve kıvamı, yansıtılmayan faktörlerdir. Bu testlerde standardizasyon sağlanamamaktadır (171).

Basma deneyinde örneklere (kuron, köprü ve inleyler) uygulanan kuvvet miktarı materyal başarısızlığa uğrayıp ilk çatlak görülene kadar devam eder. Çatlağın başladığı nokta, kritik stresin başladığı akma gerilmesi olarak tanımlanmaktadır (172). Kırılma dayanımının değerlendirildiği universal cihazlarda uygulanan kuvvetler, restorasyona dik veya açılı olacak biçimde tatbik edilmektedir (172, 173).

2.6. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) İncelemesi

Tungsten filaman katodundan çıkan odaklanmış elektron demeti ile yüzeyin taranması ilkesine dayanmaktadır. Yüzeylerin doğru olarak ölçülebilmesi için yüzeydeki elektron akışının devamlı olması gerekmektedir. Bunun için yüzey iletkenliği önem taşımaktadır. Örneklerin yüzey iletkenliğinin sağlanması için yüzeylerin altın veya Palladyum ile kaplanması önerilmektedir. Tarama işleminde birincil elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime geçer saçılmalarına sebep olur. Yüzeyden saçılan ikincil elektronların algılayıcılarla toplanması ile yüzeyin bileşenleri, yapısı ve topografisi hakkında bilgi sağlanabilmektedir. İkincil elektron sayısının fazla olması daha parlak, az olması daha karanlık görüntü oluşmasına sebep olmakta sonuç olarak yüzey gri tonlarda kaydedilmiş olmaktadır (174).

2.7. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Temel Kavramlar ve Yöntemleri

Elastiklik Modülü (Young's Modülü)

Elastiklik (esneklik) modülü, cisme uygulanan kuvvet sonucu gerilme ve gerinim arasındaki oranı gösteren katsayıdır. Birimi Gpa'dır. Materyalin sertliğiyle birlikte bu değer de artar ve cisimlerin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artar. Yüksek elastisite modülüne sahip cisimler, aynı kuvvet altında düşük elastisite modülüne sahip cisimlere göre daha az deformasyon gösterir (175).

Poisson Oranı

Kuvvet uygulanan bir cismin enindeki deformasyonun, boyundaki deformasyona olan oranıdır. bir ekseninde oluşan gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde meydana getireceği deformasyonunun katsayıdır. Örneğin bir cisme çekme kuvveti

uygulandığında, kuvvet yönünde uzama gözlenirken, kuvvete dik yönde kısalma gözlenir. Baskı kuvveti altında ise cismin boyu kısalır, eni uzar.

Poisson oranı = Endeki birim uzama/Boydaki birim uzama' dır (175).

Cisimlerin elemanlarına kuvvet uygulandığında meydana gelen gerilmelerin ve kuvvetlerin yoğun olduğu kısımları tespit ederek, fazla zorlanan elemanların yeniden dizayn edilip cismin en ideal şeklinin belirlenmesinde kuvvet analiz yöntemleri kullanılır. Etik açıdan ve çalışma alanını kısıtlamaları sebebiyle biyolojik dokularda kuvvet analizi yapmak cansız cisimlere göre oldukça zordur. Bu nedenle kemik, implant ve uygulanan restorasyonlardaki stresin bu analizler yapılarak değerlendirilmesi tercih edilmektedir (176).

Bu yöntemler;

1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) kuvvet analiz yöntemi
3. Kırılgan vernikle kaplama kuvvet analiz yöntemi
4. Holografik interferometri (lazer ışıklı) kuvvet analiz yöntemi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyoteleometriyle kuvvet analiz yöntemi
7. FEM (Finite Element Method (Sonlu elemanlar analiz yöntemi))

*Bu çalışmada FEM analizi yöntemi uygulandığından bu konu hakkında bilgi verildi.

FEM analizi fiziksel niceliğe sahip bir yapının sonlu elemanlar olarak adlandırılan ve küçük parçalara ayırarak her bir parçanın matematiksel olarak davranışını tahmin eden bir modeldir. Bu model sayesinde uzun sürebilecek birçok deneyi sınır şartları oluşturarak ideale yakın gerçek davranışları önceden tahmin edilebilmesine olanak sağlar. Günümüzde tıp, diş hekimliği, mühendislik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. Bu analiz medikal alanda en basit şekliyle, biyomekanik olarak incelenecek cisim belli sayıda elemanlara bölünür, analitik şekilde modellenir ve bu küçük parçalar üzerinde yapılacak analizler gerçekleştirilir. Kararlı rejimli, değişken rejimli, lineer, non-lineer durumlar için; stres analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetizma problemlerinin analizleri yapılabilir (177). Bu analiz yöntemi “parçadan bütüne gitme” temeline dayanır.

Yöntem karmaşık problemlerin daha basit alt gruplara ayrılarak her problemin kendi içinde çözülmesiyle bütüne ulaşmayı hedefler. Ledley ve Huang tarafından 1968 yılında yapılan çalışma diş hekimliği alanında FEM analizi ile yapılan ilk çalışmadır. Dişe farklı yönlerden kuvvet uygulanan çalışmada, kuvvetlerin etkisiyle çevre dokularda oluşan stresler değerlendirilmiştir (178).

3.MATERYAL VE METOT

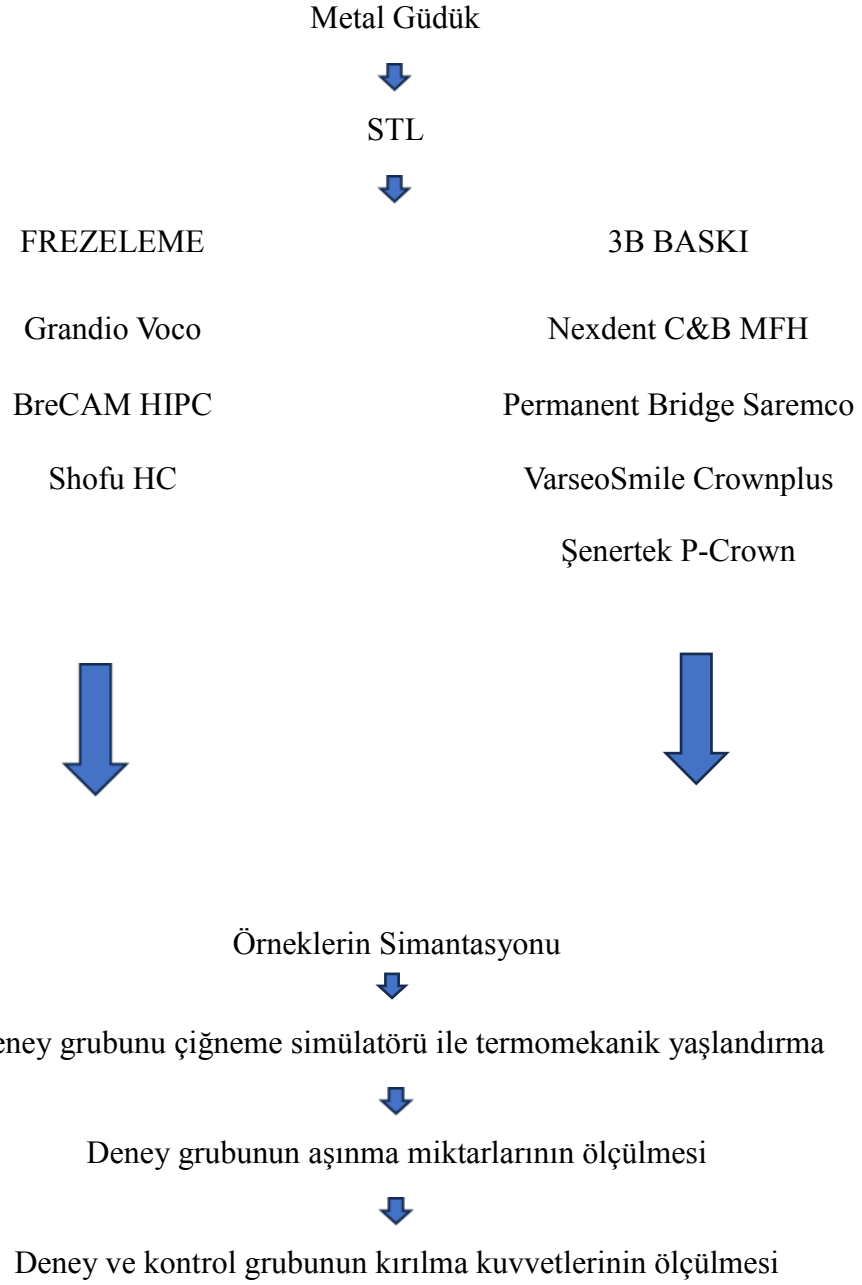
Bu çalışma İnönü Üniversitesi Rektörlüğü Tarafından TDH-2023-3265 numaralı BAP projesi ile desteklenmiştir. Bu çalışmadaki laboratuvar aşamaları ve mekanik testler İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi araştırma laboratuvarında, İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. SEM analizleri ise İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi (İBTAM) laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada periodontal ve ortodontik nedenlerle çekilmiş dişler kullanıldığı için, Etik Kurul onayı alınmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1’de, cihazlar ile yazılımlar ise Tablo 3.2’de sunulmuştur.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları

MATERYAL	ÜRÜN ADI	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
Nano-Seramik Hibrit CAD/CAM Dental Disk	Grandio Disk	14% UDMA+DMA Nanohibrit doldurucular 86% w/w	Voco, (Cuxhaven, Germany)
Yüksek Etkili Polimer Kompozit (CO)	BreCAM HIPC	Amorfiçaprazbağlı polimetilmetakrilat, mikroseramikdolgu maddeleri	Bredent, (GmbH Co, Almanya)
Dayanıklı Seramik Esaslı CAD/CAM Dental Disk	Shofu HC Disk	UDMA, TEGDMA, %61 Silika tozu, Silika, Zirkonya silikat	Shofu, (Kyoto, Japonya)
DLP Bazlı 3 Boyutlu Yazıcılar İçin Hibrit Dolgu İle Güçlendirilmiş Kuron Ve Köprü Rezini	Nexdent C&B MFH	Metakrilik oligomerler, fosfin oksitler, mikro doldurucular	NextDent (Centurionbaan, Netherlands)
DLP Bazlı 3 Boyutlu Yazıcılarla Daimi Restorasyonların Üretimi İçin Kompozit Resin	PB Saremco	Bileşen ifşası yok	Dental AG, (Rebstein, Switzerland)
Daimi İnley, Onley Ve Kuronların 3B üretilmesi İçin Diş Renginde Seramik Dolgulu Resin	VarseoSmile Crownplus	4'-izopropilifenol, etoksillenmiş ve 2-metilprop-2enoik asit. Silanlanmış dental cam, metil benzoilformat, difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit, ağırlıkça 30–50. %—inorganik dolgu maddeleri (parçacık boyutu 0,7 µm)	BEGO (Bremen, Germany)
DLP Bazlı 3 Boyutlu Yazıcılarla Kullanılan Nanoseramik İle Desteklenmiş Kompozit İçerikli Kuron Rezini	P-Crown	Bileşen ifşası yok	ŞENERTEK (Karataş, İzmir)

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları

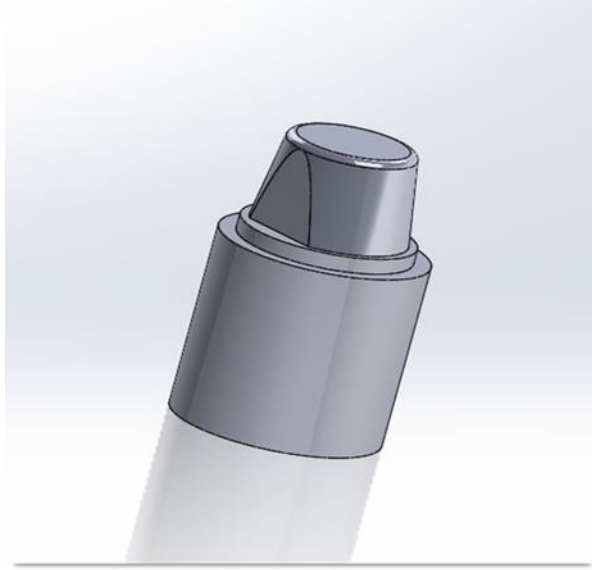
CİHAZ	ÜRETİCİ FİRMA
CAD/CAM cihazı	Ceramill Motion2; Ceramill® CAD/CAM System, Amann Girrbach, Avusturya
Üç boyutlu yazıcı	Ackuretta Freeshape 120, Ackuretta, Taiperi, Tayvan
Yıkama Cihazı	Anycubic Wash & Cure 2.0 Anycubic, Shenzhen, Çin
Kürleme Cihazı	BEGO Otoflass, Bremen, Almanya
Çok Fonksiyonlu Çiğneme Simülatörü	CS-4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen, Almanya
Laboratuvar Tarayıcısı	Ceramill Map 400 Laboratuvar CAD/CAM tarama cihazı Amann Girrbach, Koblach, Avusturya
İntraoral Tarayıcı	Sirona PrimeScan Dentsply Sirona, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya
3B Model Analiz/Ölçüm	Geomagic Control X 3D Systems; Rockhill, ABD
Universal Test Cihazı	MTS Criterion Model 42, ABD
Stereomikroskop	Euromex, Arnhem, Hollanda
SEM Cihazı	LEO-EVO 40, Cambridge, İngiltere



Ŗekil 3.1. Kuronların retimi ve uygulanan testler

3.1. Ana Modellerin Hazırlanması

Bu alıŖmada ana model olarak elik güdükler tercih edildi. elik güdüklerin tasarımı profesyonel bir yazılım programı (AutoCAD 2012, Autodesk ABD) kullanılarak yapıldı. Tasarım bir platform üzerinde prepare edilmiŖ, mandibular sağ birinci büyük azı diŖini taklit eden, 5 mm kuron boyu, 1 mm geniŖliĖinde açılı chamfer basamak dizaynı ve her iki duvarda 3° olmak üzere toplam 6°'lik koniklik açısı olacak Ŗekilde (49) ve diŖlerin bukkal yüzeylerine iŖaret konularak yapıldı (Ŗekil 3.2).



Şekil 3.2. Çelik güdük tasarımının görüntüsü

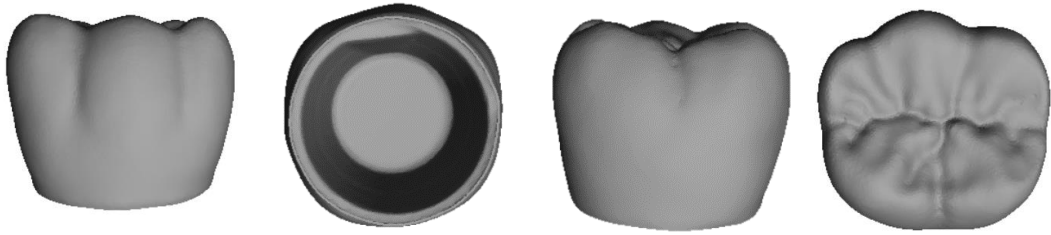
Kuronların tek giriş yolu ile doğru şekilde simantasyonu için çelik güdükler üzerinde bukkal yüzeyde çentik hazırlandı. Çelik güdüklerin üretimi ise CNC tezgâh (Takisawa Machine Tool Co., Ltd. Japonya) kullanılarak yapıldı. Her bir materyal grubu için 8'er adet deney, 8'er adet kontrol grubu ($n=8$) olarak toplamda 112 adet olacak şekilde üretildi (Şekil3.3) (29, 179).



Şekil 3.3. Çelik güdüklerin oklüzalden ve bukkalden görüntüsü

3.2. Tek Kuronların Dizaynı

Üretilen paslanmaz çelik güdükler laboratuvar tarama cihazı (Ceramill Map400, Amann Girrbach, Avusturya) ile tarandı. Standard Tessellation Language (STL) tasarımı bir yazılım programı (Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) kullanılarak hazırlandı. Üretici firmaların önerisi dikkate alınarak materyal kalınlığı minimum 1 mm olacak şekilde ve siman aralığı 50 µm olacak şekilde (180, 181) yapılan tasarımın farklı açılardan görüntüleri Şekil 3.4’te gösterildi.



Şekil 3.4. Restorasyonların STL tasarımının farklı açılardan görüntüsü

3.3. Tek Kuronların Üretilmesi

Sekiz adet metal güdük bir model tarayıcı (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Avusturya) ile taranarak sanal STL model elde edildi.

3.3.1. Frezeleme Yöntemiyle Üretim

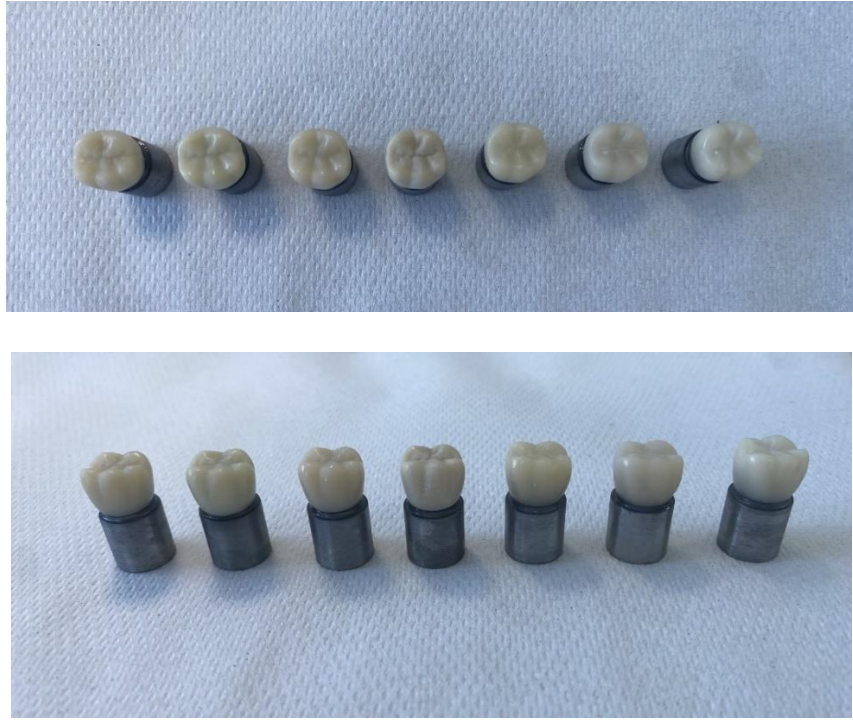
Hazırlanan STL tasarımı kullanılarak frezeleme yöntemi ile, Grandio Voco, breCAM HIPC ve Shofu HC disklerden tek kuronların üretimi bir CAD/CAM freze cihazı (Ceramill motion 2, Amann Girrbach, Avusturya) ile yapıldı. Üretim sonrası kullanım talimatlarına göre polisaj işlemi yapıldı.

3.3.2. 3B Baskı Yöntemiyle Üretim

Yine aynı STL tasarımı kullanılarak 3B baskı üretim yöntemi ile Nexdent C&B MFH, Permanent Bridge Saremco, VarseoSmileCrownplus, Senertek P-Crown daimi kompozit rezinlerden tek kuronlar üretildi.

Dalga boyu 385-405 nm olan DLP yazıcılar için biyolojik olarak uyumlu fotopolimer rezinler (Nexdent C&B MFH, Permanent Bridge Saremco, VarseoSmile Crownplus, Şenertek P-Crown) kullanıldı. 3B grubunda baskı tabaka kalınlığı 100 µm

seçilerek STL verileriyle sanal kuron tasarımı yapıldı. Her bir grup için 8 adet kuron 3B yazıcıda (Ackuretta Freeshape 120) hazırlandı. 3B rezin kuronlar temizleme işlemi için Isopropanol solüsyonunda (Wogens İPA %99.9 Saf İzopropil Alkol) ultrasonik temizleyicide (Anycubic Wash & Cure 2.0) yeniden kullanılabilir İPA2da 3 dakikalık ön yıkama ve taze İPA'da 2 dakikalık yıkama yapıldı. Daha sonra final polimerizasyonu 300 – 700 nm dalga boyunda 2x2000 atımla (BEGO Otoflash) yapıldı. Üretim sonrası kullanım talimatlarına göre polisaj işlemi yapıldı. Her bir gruptan üretilen bir adet kuron Şekil 3.5'te görülmektedir



Şekil 3.5. GrandioVoco, breCAM.HIPC ve Shofu HC disklerden ve Nexdent C&B MFH, Permanent Bridge Saremco, VarseoSmileCrownplus, Senertek P-Crown daimi kompozit rezinlerden üretilmiş tek kuronlar

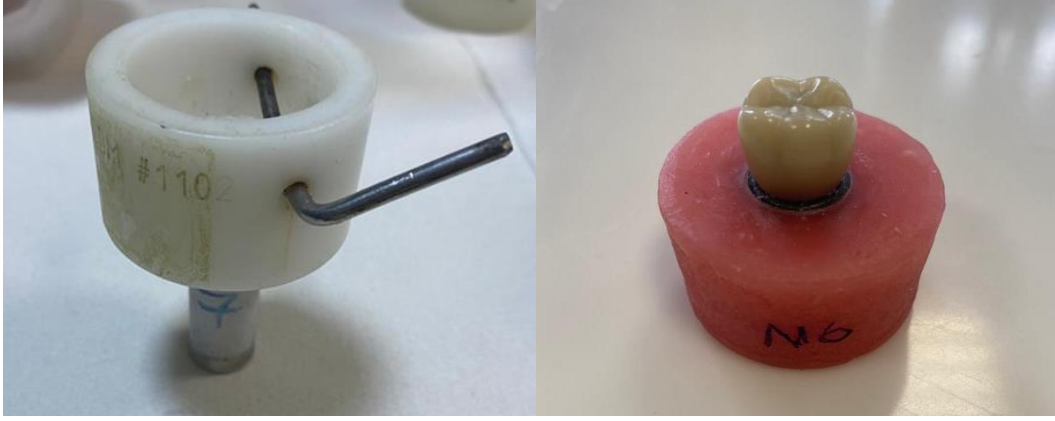
3.4. Kuronların Simantasyonu

Paslanmaz çelik modellerin asetonla silinmesi ve hava ile kurutulmasının ardından metal primeri (Alloy Primer; Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya) uygulandı. Örnekler, rezin siman kullanılarak paslanmaz çelik modellere (PANAVIA V5, Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya) simante edildi. Simantasyon sırasında universal test cihazı (MTS Criterion Model 42; MTS, MN, ABD) yardımıyla 25 N sabit kuvvet

uygulandı. LED krleme cihazı (Elipar Freelight 2; 3 M ESPE, Seefeld, Almanya) ile 3 saniye polimerize edildikten sonra fazla rezin siman dikkatlice uzaklaştırıldı ve ardından LED krleme cihazı (Elipar Freelight 2; 3 M ESPE) kullanılarak her iki taraftan 20 saniyelik süreyle polimerizasyon işlemi tamamlandı. Örnekler simantasyondan sonra 37°C’de 24 saat bekletildi.

3.5. Akriľe Gömme

Aşınma ve kırma dayanımı testleri için örnekler; uzun aksları yer düzlemine dik olacak şekilde içinde otopolimerize akril (Imicryl, Konya, Türkiye) olan kalıplara yerleştirildi (şekil 3.6).



şekil 3.6. iğnme simülatörünün alt desteğine yerleştirilen kalıplar ve akriliğe yerleştirilmiş rnek

3.6. Diş Tüberkül Tepesi rneklerinin Hazırlanması

Maxiller 1. premolar dişler, çekim sonrası tüm kan ve yapışık dokuları mekanik olarak uzaklaştırmak için distile ve deiyonize su ile yıkandı ve dezenfekte edildi. Dezenfeksiyondan sonra her bir diş 2 bağımsız dişik olacak şekilde kurondan köke 2 parçaya ayrıldı. Her grup için sekiz tüberkül rneği (n=8) hazırlandı. Ardından kendiliğinden sertleşen akrilik rezin (Imicryl, Konya, Türkiye) kullanılarak desteklere sabitlendi (şekil 3.7).



Şekil 3.7. İki parçaya bölünmüş premolar dişler

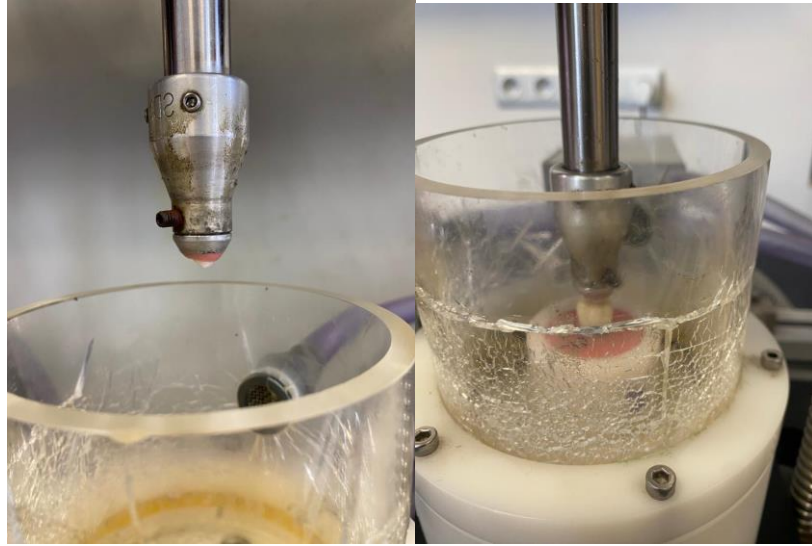
3.7. Aşınma Dayanımı Testi

İnsan çiğnemesini olabildiğince yakından taklit etmek için bir çiğneme simülatörü makinesi olan CS-4.8'de (SD Mechatronik, Feldkirchen, Almanya) (Şekil 3.8) in vitro aşınma testleri gerçekleştirildi.



Şekil 3.8. İn-vitro çiğneme simülatörü makinesi CS-4.8

Tüberkül-fossa ilişkisini taklit etmek için diş tüberkülleri bir üst destek üzerine sabitlenirken santral fossaya karşılık gelecek şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.9).

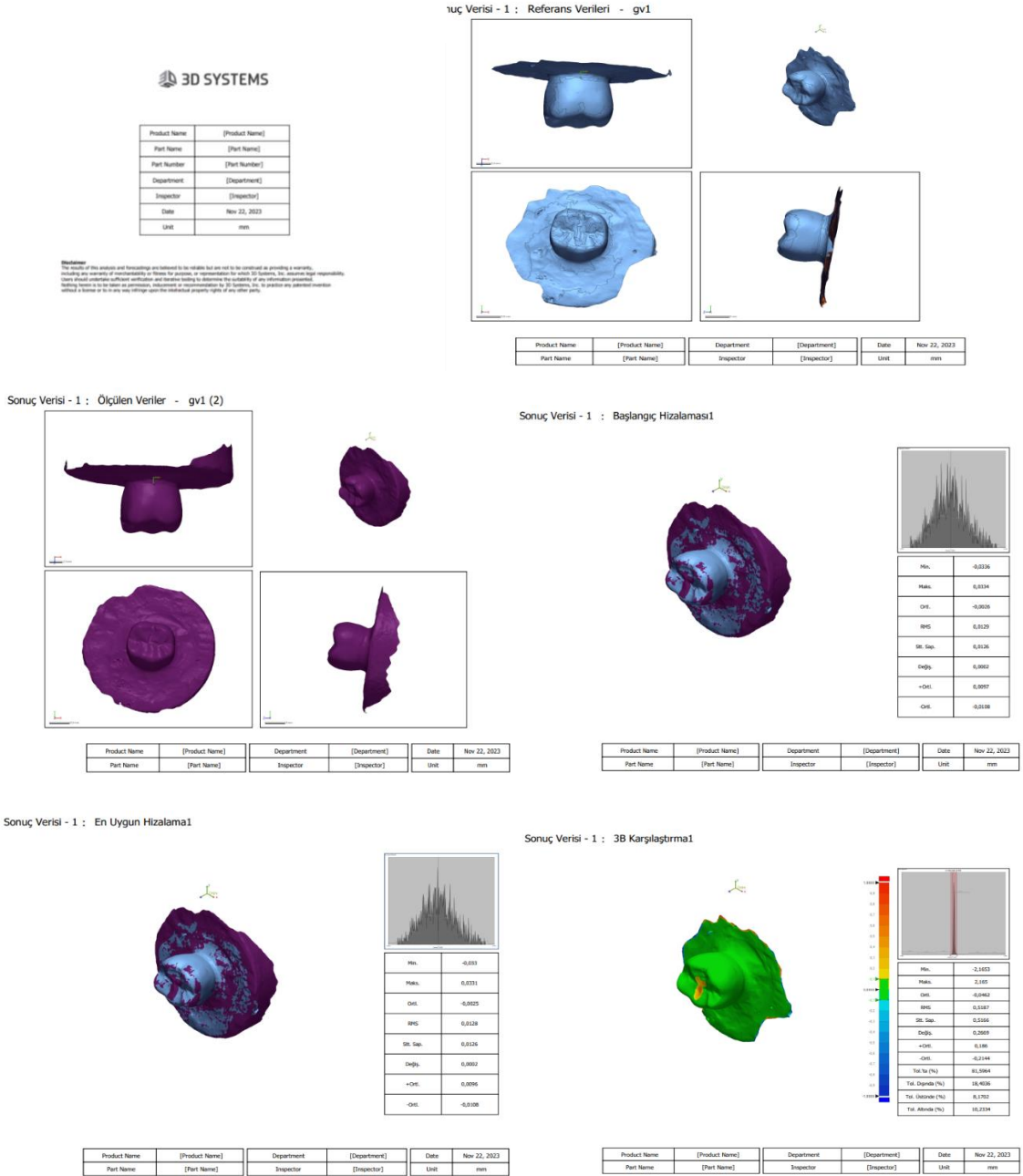


Şekil 3.9. Diş örneklerinin ve alt desteğindeki malzeme örneklerinin yerleştirilmesi

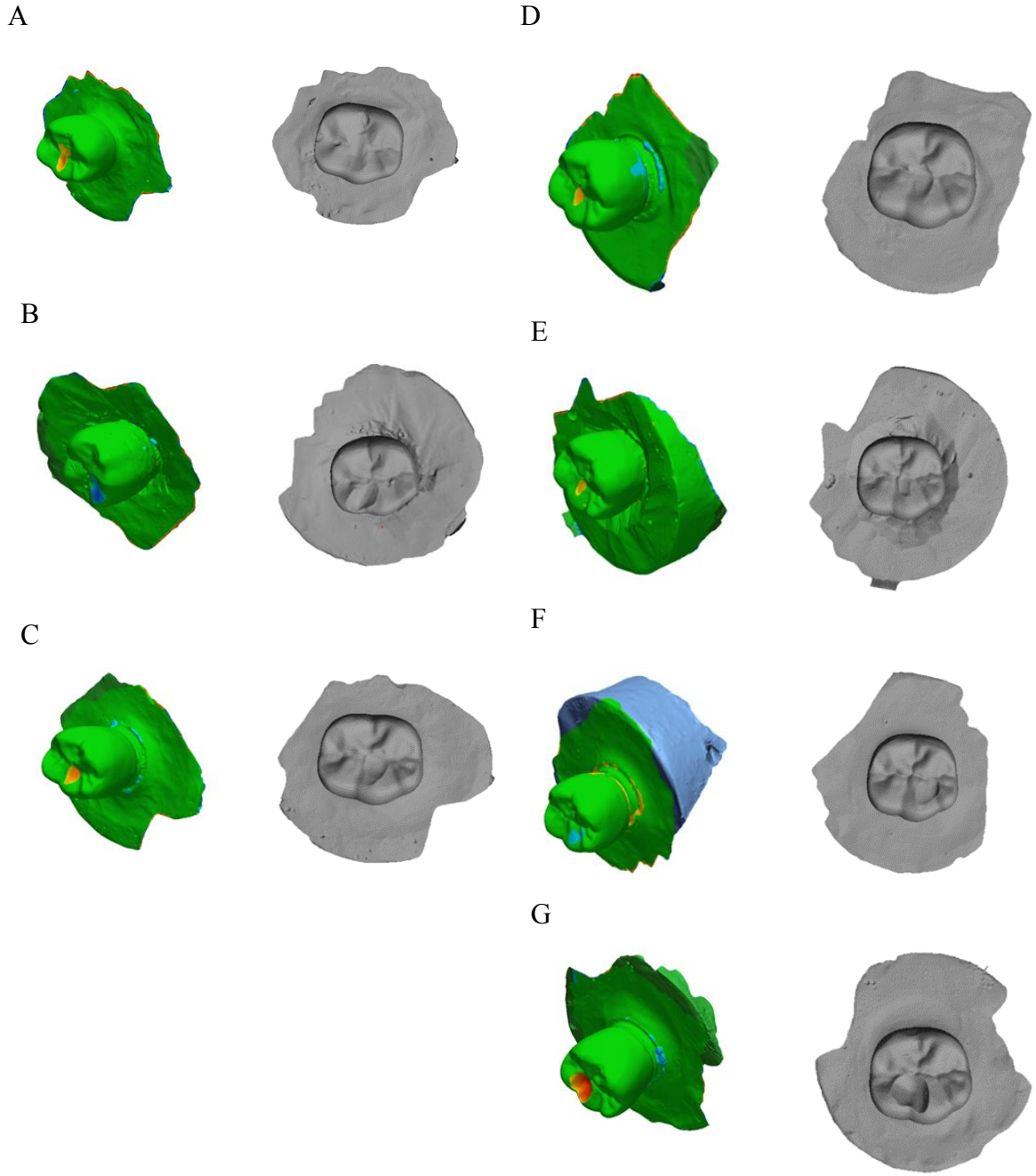
Örneklerin termomekanik yaşlandırılması için özel olarak tasarlanmış 8 haznesi bulunan bir çiğneme cihazında (Çok fonksiyonlu çiğneme simülatörü, CS-4.8 SD Mechatronik, Feldkirchen, Almanya) 49 N dikey oklüzal kuvvet, 5-55 derece termal döngü, bekleme süresi 30s- 30s, 1 mm dikey-2mm yatay hareket ve 2 yıllık çiğnemeyi taklit edecek şekilde 400.000 siklus ile test uygulandı (130, 141, 146). Çiğneme simülatörüne ait kuvvet pininin santral fossaya denk getirilmesine özen gösterildi.

3.7.1. Aşınma Dayanımının Değerlendirilmesi

Aşınma testinden önce ve sonra, her malzeme örneği Sirona PrimeScan (Dentsply Sirona, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) intraoral tarayıcı kullanılarak tarandı. 3B görüntüler Geomagic yazılımı programı (Geomagic Control, 3D Systems Inc., SC, ABD) kullanılarak üst üste bindirildi. (Şekil 3.9). En belirgin olanları seçilerek görseller sunuldu (Şekil 3.10)



Şekil 3.10. GV örneğinin Geomagic yazılımındaki (Geomagic Control, 3D Systems Inc., SC, ABD) çigneme simülasyonundan önceki ve sonraki 3 boyutlu görüntüleri



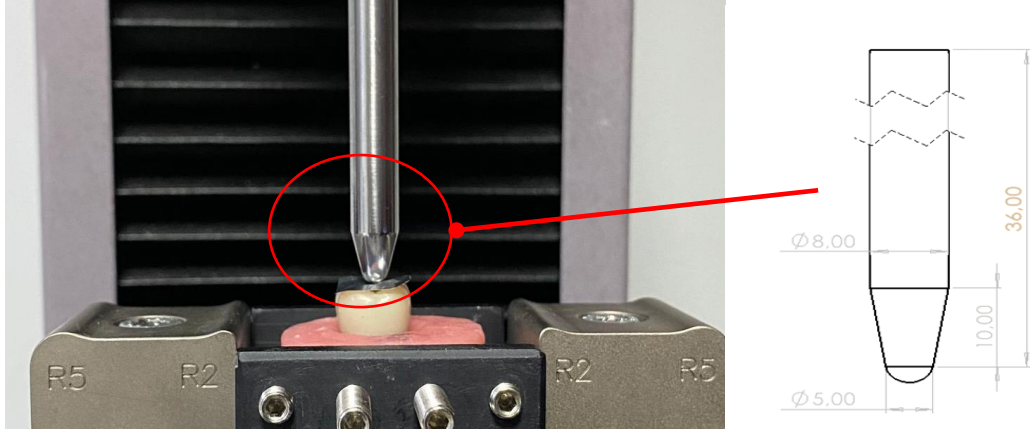
A. Grandio Voco, B. BreCAM HIPC, C. Shofu HC, D. Nexdent C&B MFH, E. Permanent Bridge Saremco, F. VarseoSmile CrownPLUS, G. Şenertek P Crown

Şekil 3.11. Geomagic görüntüleri ve aşınma sonrası STL görüntüleri

3.8. Basma Testi

Kuronlar kırılma dayanımı testi için Universal Test Cihazı'na (MTS Criterion Model 42; MTS, MN, USA) yerleştirildi. Basınç yükü, başarısızlık oluşana kadar 0,5 mm/dak'lık bir çapraz kafa hızında 5 mm'lik paslanmaz çelik uçla kuronların santral fossalarından uzun eksenleri boyunca uygulandı. Kuvvet artışlarından kaçınmak için,

kuron ile yükleme noktası arasına 0,3 mm kalınlığında bir folyo Őeridi yerleştirildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Kuronların Universal test cihazına yerleştirilmesi

Kırılma testinden sonra kuronlardaki hasar stereomikroskop (büyütme 80x, Euromex, StereoBlue, Arnhem, Hollanda) ve taramalı elektron mikroskobu (LEO EVO 40; Cambridge, İngiltere) ile değerlendirildi.

3.9. Stereomikroskop

Örnekler stereomikroskop (Euromex, Arnhem, Hollanda) ile görüntülendi.

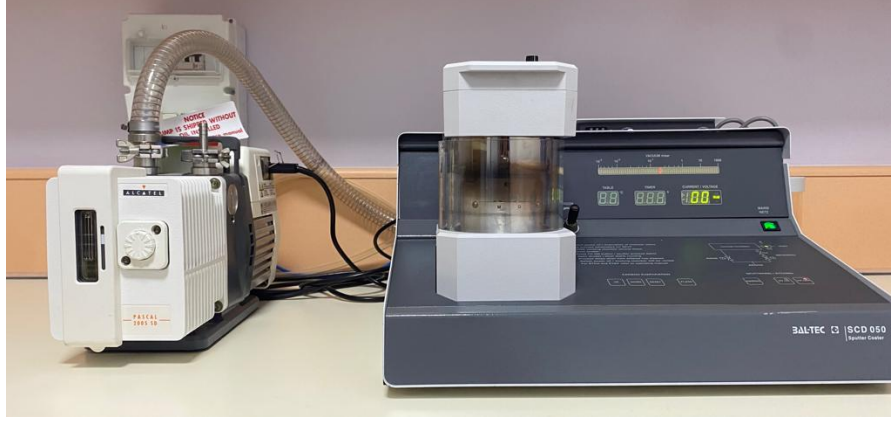


Şekli 3.13. Stereomikroskop

3.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesinin Yapılması

SEM analizi İnönü Üniversitesi İBTAM Laboratuvarları' nda bulunan SEM cihazında (LEO-EVO 40, Cambridge-İngiltere) gerŐekleŐtirildi. Analiz ncesi iletken

olmayan örneklerin yüzey altın kaplaması için bir yalıtkan madde kaplama cihazı (BAL-TEC SCD 050, Liechtenstein) (Şekil 3.14) kullanıldı.



Şekil 3.14. Kaplama cihazı

Yüzey kaplaması yapılan örnekler SEM cihazına (Şekil 3.15) yerleştirildi ve vakum altında kırılma bölgesinin görüntülemeleri yapılarak elde edilen görüntüler kaydedildi.



Şekil 3.15. SEM cihazı

3.11. FEM Analizi

Çalışmada basma testleri sonucunda elde edilen deneysel verilerin validasyonu için FEM analizi bütün deney numunelerine uygulandı. Bu nedenle oluşturulan kuron modelleri sonlu elemanlar yazılımına aktarıldı. Analizlerde kuron malzemesi olarak rezinlerin mekanik özellikleri kullanıldı ve her bir malzeme için elasisite modülleri, poisson oranları gibi teknik değerler firmadan temin edildi. Tablo 3.3’de materyallerin elasisite modülleri yer almaktadır.

Tablo 3.3. Farklı materyal gruplarının elastik modülüs değerleri

Materyal	Elastik modülüs (Mpa)
GV	18.280
HC	2240
SF	10910
N	2715
S	4100
VS	4370
PC	4900

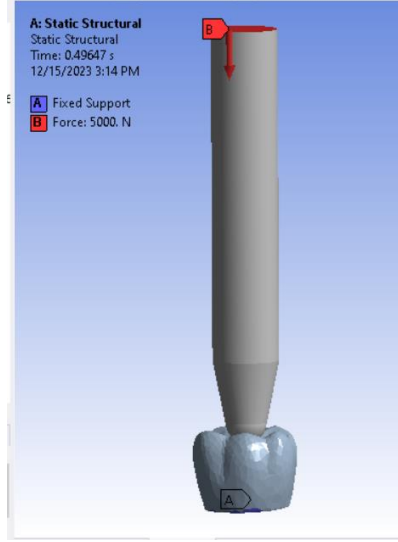
Grandio Voco [GV], breCAM HIPC [HC] ve Shofu HC [SF] ve Nexdent C&B MFH [N], Permanent Bridge Saremco [S], VarseoSmile Crownplus [VS], Şenertek P-Crown [PC]

Analiz hassasiyetinin artırılması için tetrahedron yapıda meşleme işlemi yapıldı. FEM modelin sınır şartları oluşturulurken güdük malzemesi paslanmaz çelik olarak seçilerek sabit yüzey olarak kabul edildi. Bunun yanında uygulanan kuvvet için paslanmaz çelik prob ucu CAD ortamında oluşturuldu ve yapıştırıcının elastik modülü de sınır şartı olarak belirlendi. Simüle edilen basma testlerinde sonuçların elde edilmesinde genellikle malzemelerin dinamik mekanik tepkilerini araştırmak için kullanılan Johnson-Cook hasar modeli uygulandı. Johnson-Cook hasar modeli şu şekilde ifade edilir:

$$\sigma = [A + B(\varepsilon)^n] \left[1 + C \ln \left(\frac{\varepsilon}{\varepsilon'_0} \right) \right] \left[1 - \left(\frac{T - T_0}{T_m - T_0} \right)^m \right]$$

Burada sırasıyla σ eş değer akma gerilimi, A akma gerilimi, B ön üstel faktör, C gerilme oranı faktörü, $\left(\frac{\varepsilon}{\varepsilon'_0} \right)$ eşdeğer plastik gerinim, n iş sertleştirme üssü, m termal yumuşatma üssü, T malzeme sıcaklığı, Tm erime sıcaklığı, T0 oda sıcaklığıdır.

Oluşturulan simülasyon ortamında konumlandırmaları ve hareket yönü Şekil 3.16’da verildi.



Şekil 3.16. FEM analizinde kullanılan prob ve kuron örneği

3.12. İstatistiksel Analiz ve Karşılaştırmaların Yapılması

Araştırma kapsamında istatistiksel analizlerin gerçekleştirilmesi için SPSS 22 programından yararlanıldı. Çalışmada farklı restoratif materyallerin hacim kaybı değerleri ve kırılma kuvvetleri incelendi. Karşılaştırma analizinden önce verilerin dağılımının normalliği Shapiro Wilk testi ile incelenerek teste karar verildi. Parametrik test varsayımlarını sağlayan verilere; ANOVA ve Paired-t testleri uygulandı. ANOVA sonuçlarına göre farklılık yaratan grupların ortaya çıkarılması için Tukey HSD testi kullanıldı. Non-parametrik veriler değerlendirilirken Kruskal-Wallis Testi, Wilcoxon Testi ve Mann Whitney U testleri kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Aşınma Dayanımı Bulguları

Örneklerin başlangıç ve son hacimleri ölçülüp aşınma miktarı değeri mm cinsinden hesaplandı ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulundu ($p<0.05$). En yüksek aşınma miktarı ortanca değeri PC grubunda, en düşük aşınma miktarı ortanca değeri VS grubunda bulundu. (Tablo4.1).

Tablo 4.1. Termomekanik yaşlandırma sonrası rezin gruplarının aşınma özellikleri

Gruplar	Ortanca(mm)	Maksimum(mm)	Minimum(mm)	<i>p</i> -değeri
GV	0.1290	0.021	0.03	0.017
HC	0.0626	0.08	0.05	
SF	0.1109	0.12	0.07	
N	0.0719	0.12	0.03	
S	0.1282	0.25	0.07	
VS	0.0374	0.14	0.02	
PC	0.1346	0.27	0.03	
Total	0.0980	0.27	0.02	

Kruskal-Wallis Testi ile grupların dağılımları arasındaki fark karşılaştırıldı. Grandio Voco(GV), breCAM HIPC(HC), ShofuHC(SF), Nextent C&B MFH(N), Permanent Bridge Saremco(S), Varseosmile Crownplus(VS) ve Şenertek P Crown(PC)

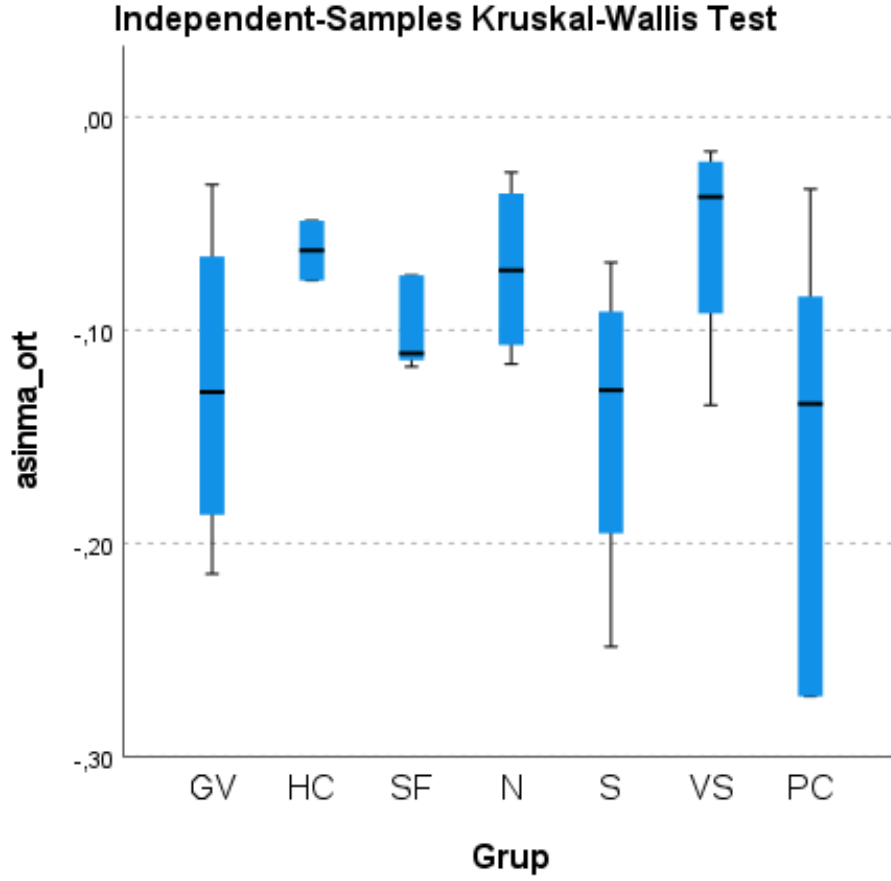
Aşınma miktarının gruplar arasında değerlendirilip sonuçların ortaya konması için bonferonni düzeltmeli ikili karşılaştırma testi uygulandı. Her bir grup birbiri ile karşılaştırıldı. Resin gruplarının ikili karşılaştırılmasında; PC resin grubunun N, HC ve VS grupları ile karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı aşınma farklılıkları gösterdiği görüldü ($p<0.05$). S resin grubu N, HC ve VS grupları ile karşılaştırıldığında aşınmalarında istatistiksel farklılıklar görüldü ($p<0.05$). GV resin grubu aşınma özellikleri diğer gruplarla karşılaştırıldığında sadece VS grubu ile istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p=0.032$). SF grubunun diğer resin grupları ile karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı aşınma farklılığı bulunmadı. N, HC ve VS grupları tüm resin grupları içinde sadece 2 grupta anlamlı aşınmada anlamlı farklılığı gösterdi ve bu 3

grubun median aşınma değerlerinin diğer rezin gruplarından daha az olduğu görüldü (Tablo 4.2) istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu.

Tablo 4.2. Her bir rezin grubunun aşınma miktarlarının birbiri ile karşılaştırılması

Grup 1- Grup 2	p
PC-S	0.976
PC-GV	0.581
PC-SF	0.311
PC-N	0.027*
PC-HC	0.021*
PC-VS	0.007*
S-GV	0.602
S-SF	0.326
S-N	0.029*
S-HC	0.023*
S-VS	0.008*
GV-SF	0.645
GV-N	0.098
GV-HC	0.080
GV-VS	0.032*
SF-N	0.231
SF-HC	0.197
SF-VS	0.091
N-HC	0.927
N-VS	0.623
HC-VS	0.690

Bonferroni düzeltmeli iki karşılaştırmalar yapıldı. Grandio Voco(GV), breCAM HIPC(HC), ShofuHC(SF), Nexdent C&B MFH(N), Permanent Bridge Saremco(S), Varseosmile Crownplus(VS) ve Şenertek P Crown(PC)



*Bu grafik ortalama değerleri, veri kümesinin dağılımını ve değişkenlik belirtilerini tanımlar. Grandio Voco(GV), breCAM HIPC(HC), ShofuHC(SF), Nexdent C&B MFH(N), Permanent Bridge Saremco(S), Varseosmile Crownplus(VS) ve Şenertek P Crown(PC)

Şekil 4.1. Termomekanik yaşlanma sonrası her bir rezin grubunun aşınma miktarlarının dağılım grafiği.

4.2. Kırılma Dayanımı Bulguları

Termomekanik yaşlandırma öncesi rezin gruplarının ortalama kırılma kuvvetleri Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3. Rezin gruplarının termomekanik yaşlandırma öncesi kırılma kuvveti değerleri

Rezin Grupları	Ortalama (N) ± St. Sapma
GV	2900 ± 39.73
HC	2508.25 ± 40.69
SF	1913 ± 40.72
N	1540.5 ± 41.36
S	2100 ± 44.63
VS	2171.5 ± 37.05
PC	2141.25 ± 71.08

N(Newton): Ortalama kırılma kuvvetleri göstermektedir. Grandio Voco(GV), breCAM HIPC(HC), ShofuHC(SF), Nexdent C&B MFH(N), Permanent Bridge Saremco(S), Varseosmile Crownplus(VS) ve Şenertek P Crown(PC)

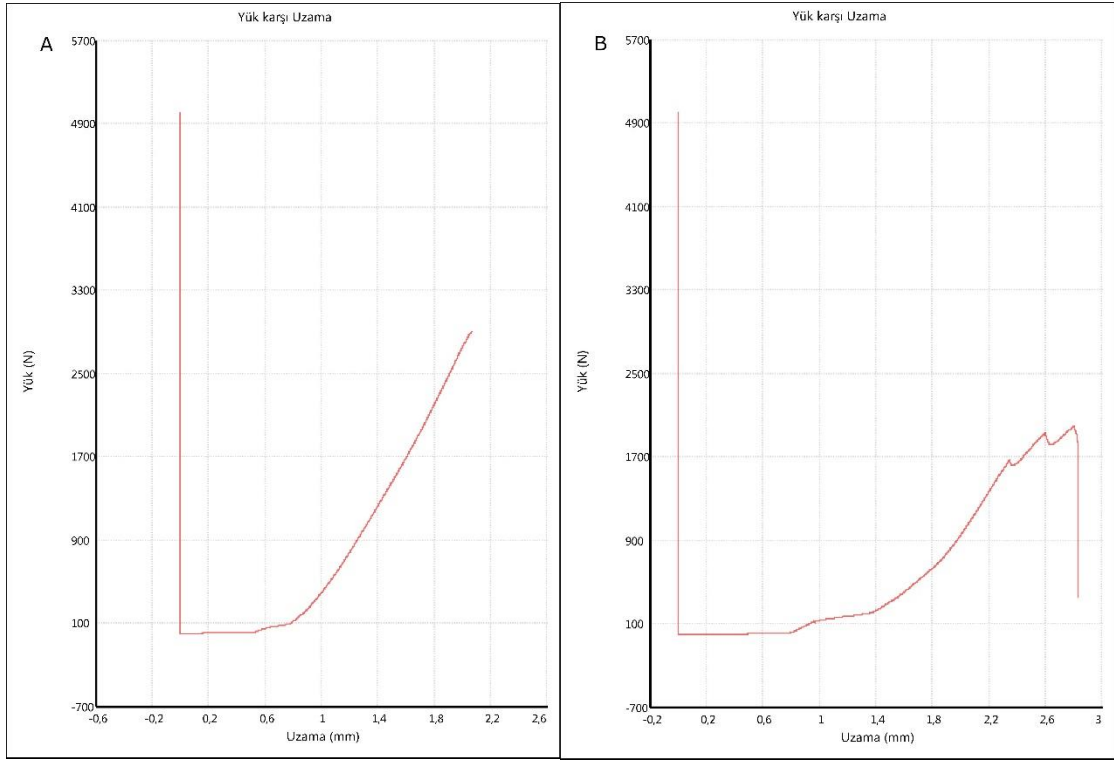
Termomekanik yaşlandırma sonrası rezin gruplarının ortalama kırılma kuvvetleri Tablo 4.4’te verilmiştir. Rezin gruplarından GV 4895.25±52.19 N, HC 2399±35.95 N, SF 2652.5±42.708 N, N 1631±68.754 N, S 1991±63.25 N, VS 1853.25±53.43N, PC 1567.25±35.36 N ortalama kırılma kuvvetleri göstermişlerdir.

Tablo 4.4. Rezin gruplarının termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma kuvveti değerleri

Rezin Grupları	Ortalama ± St. Sapma	<i>p</i>
GV	4895.25 ± 52.199	
HC	2399 ± 35.95	
SF	2652.5 ± 42.708	
N	1631 ± 68.754	< 0.05
S	1991 ± 63.25	
VS	1853.25 ± 53.43	
PC	1567.25 ± 35.36	

Anova Testi kullanıldı. Grandio Voco(GV), breCAM HIPC(HC), ShofuHC(SF), Nexdent C&B MFH(N), Permanent Bridge Saremco(S), Varseosmile Crownplus(VS) ve Şenertek P Crown(PC)

Kırılma deneyine ait basma testi grafiklerine örnek şekil 4.2’de verilmiştir.



Şekil 4.2. A) Frezeleme grubundan rastgele seçilmiş bir numuneye ait basma testi grafiği, B) 3B baskı grubundan rastgele seçilmiş bir numuneye ait basma testi grafiği

Tüm rezinlerin termomekanik yaşlanma öncesi ve sonrası kırılma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p = 0.636$). Frezeleme yöntemiyle üretimde kullanılan diskler ve 3B baskı yöntemiyle üretimde kullanılan rezinlerin kendi aralarındaki termomekanik yaşlanma öncesi ve sonrası değerleri birbirleri ile karşılaştırıldığında kırılma kuvvetlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Frezeleme ve 3B Baskı gruplarının kendi içlerindeki kırılma kuvvetlerindeki değişimin (önce-sonra farkı) birbiri ile karşılaştırılması.

Gruplar	Median	Minimum	Maximum	p
Frezeleme	747.0000	-170.00	2012.00	< 0.05
3B Baskı	-183.5000	-688.00	113.00	

Mann-Whitney U testi

Her bir rezin grubu kendi içerisindeki termomekanik yaşlanma öncesi ve sonrası kırılma kuvvetlerinin karşılaştırılmasında; yapılan Wilcoxon testinde GV (p: 0.011), HC (p: 0.012), SF (p: 0.011), N (p: 0.016), S (p: 0.011), VS (p: 0.011), PC (p: 0.008) p değerlerini gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı bulundu. HC, SF ve VS rezin grupları parametrik olup normal dağılım içerdikleri için paired t-testi kullanılmıştır ve değerlendirmesi yapılmıştır (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Rezin gruplarının termomekanik yaşlanma öncesi ve sonrası kırılma kuvvetleri arasındaki farklılıklarının karşılaştırılması

Rezin Grubu	Ortalama	Standart sapma	Standart sapma ortalaması	95% Confidence Interval of the Difference		p
				Lower	Upper	
VS	318.25	63.97	22.61	264.76	371.73	
SF	-739.50	34.13	12.06	-768.04	-710.95	<0.05
HC	109.25	32.36	11.44	82.19	136.30	

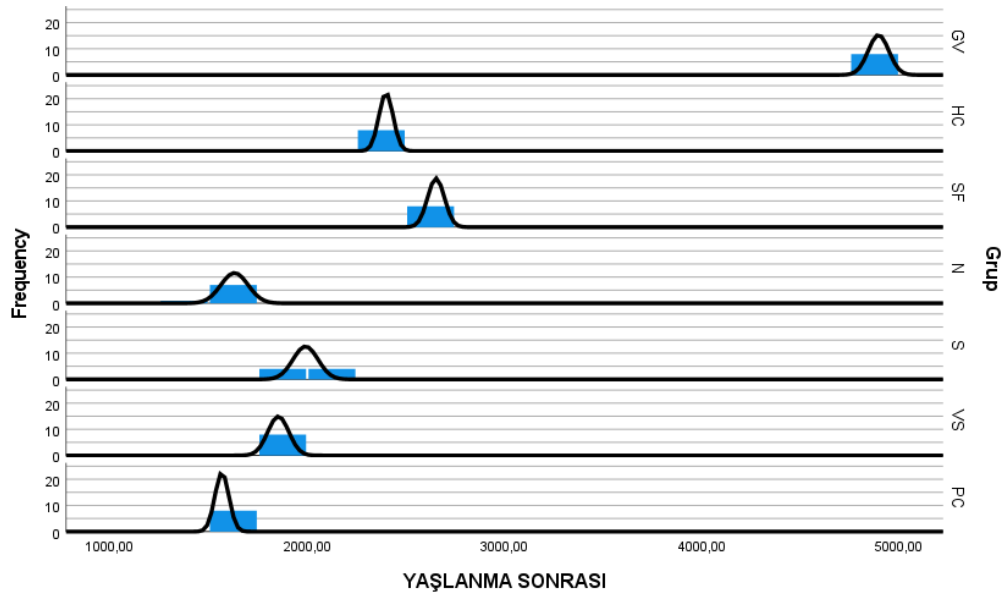
Paired T test kullanıldı.

Rezin gruplarının termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma kuvvetleri değerlendirilirken tüm gruplar birbiri ile karşılaştırıldığında istatistiksel farklılık bulundu (p<0.05) (Tablo 4.4). Fakat PC ve N rezin gruplarının birbirine kırılma direnç üstünlükleri istatistiksel olarak gösterilemedi (p=0.193). Bu iki rezin grubunun birbiri ile karşılaştırılması dışında, diğer tüm gruplar tek tek karşılaştırıldığında kırılma kuvvetleri arasında istatistiksel fark bulunmuştur (p<0.05) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Termomekanik yaşlandırma sonrası rezin gruplarının kırılma kuvvetleri

TERMOMEKANİK YAŞLANMA SONRASI							
Grup	N	Subset for alpha = 0.05					
		1	2	3	4	5	6
PC	8	1567,2500					
N	8	1631,0000					
VS	8		1853,2500				
S	8			1991,0000			
HC	8				2399,0000		
SF	8					2652,5000	
GV	8						4895,2500
Sig.		0,193	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

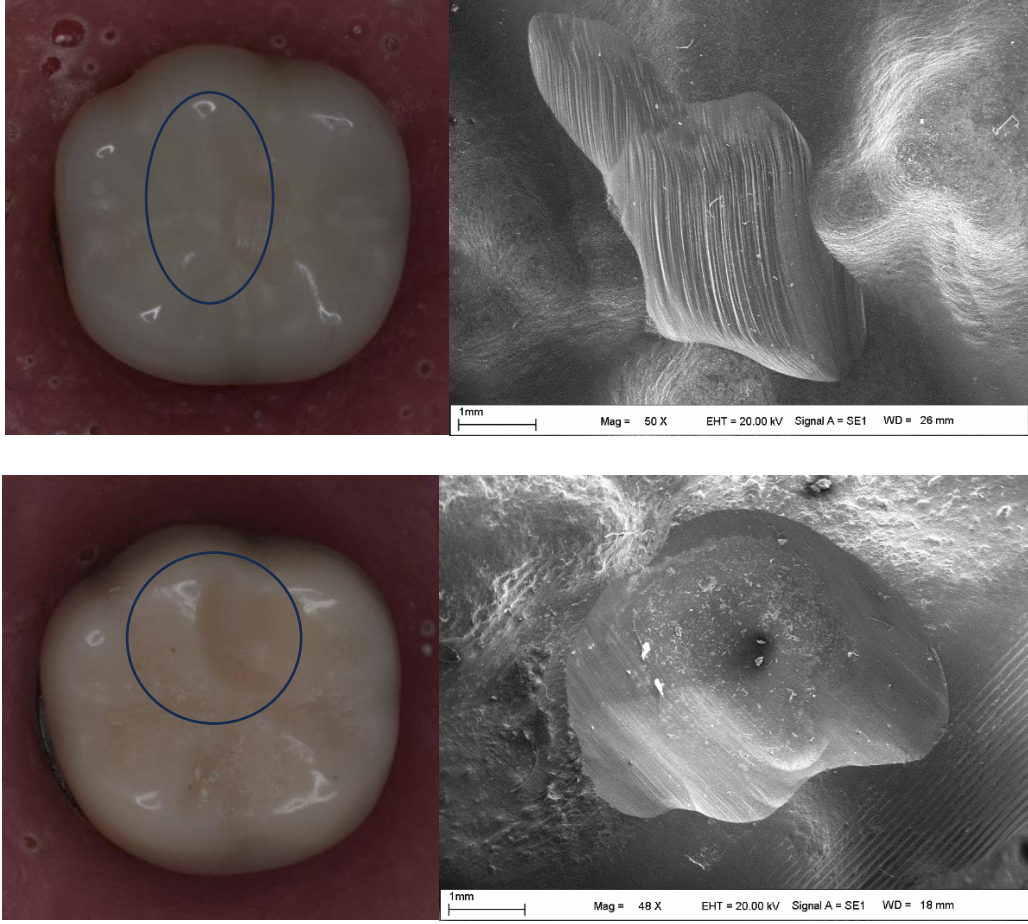
Tukey HSDa



Şekil 4.3. Termomekanik yaşlanma sonrası her bir grubun kırılma kuvvetlerinin dağılım grafiği

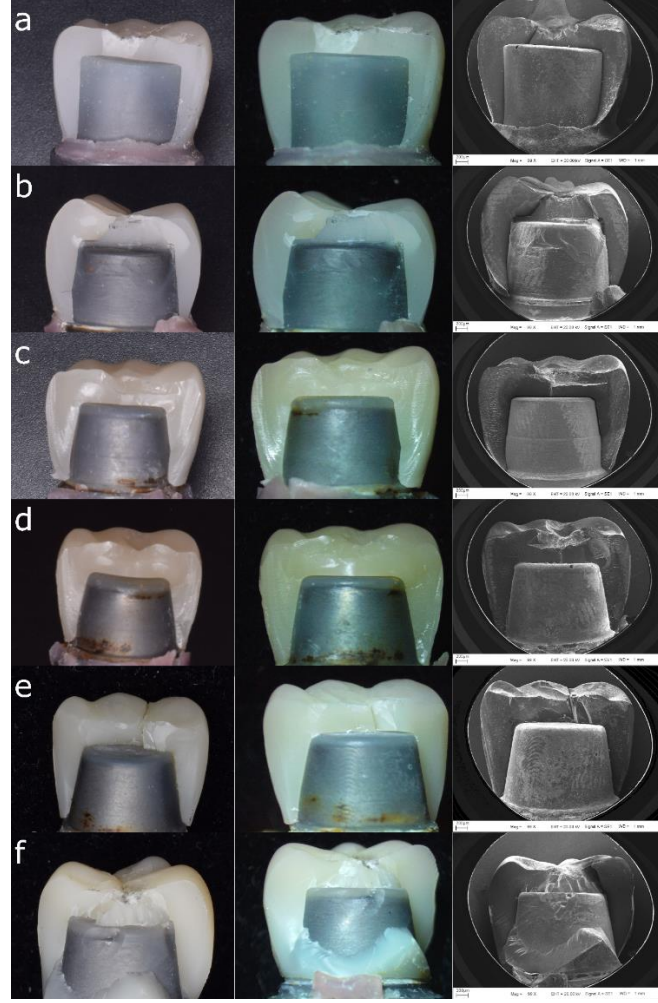
4.3. Stereomikroskop ve SEM Bulguları

Termomekanik yaşlandırma sonrası kuronların yüzeylerinden yapılan görüntülemelerde üretim yöntemi ne olursa olsun aşınma deneylerinde sonucu kuronların oklüzal yüzeyinde çukur şeklinde krater oluşumları gözlenmektedir.

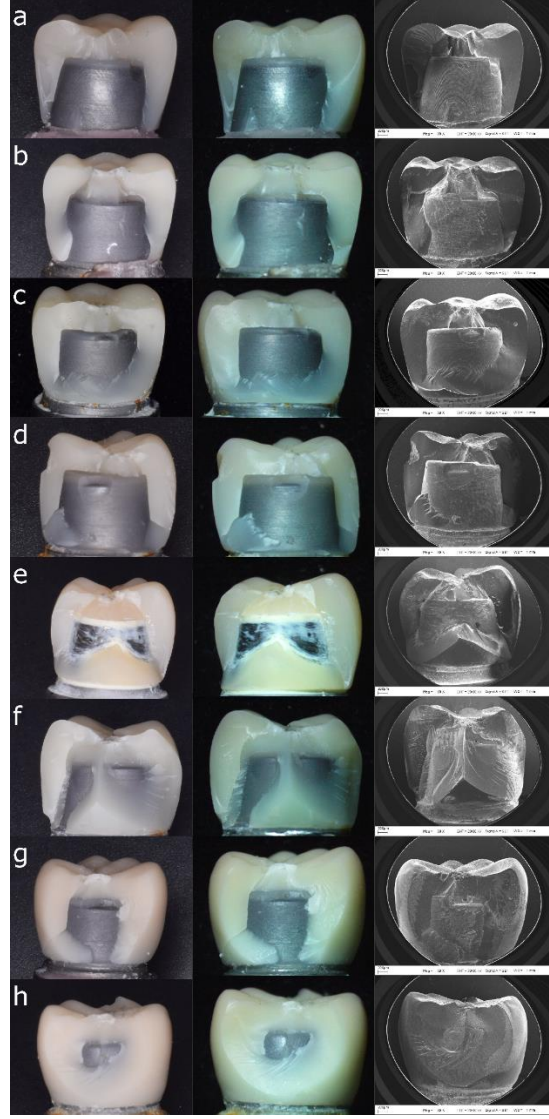


Şekil 4.4. Frezeleme ve 3B Baskı grubundaki termomekanik olarak yaşlandırılmış örneklerden rastgele seçilmiş birer örneğin stereomikroskop ve SEM aşınma görüntüleri. A. ShofuHC B. Şenertek P Crown

Basma deneyi sonrası kuronların yüzeylerinden yapılan görüntülemelerde 45 dereceye yakın açılarda kesme gerilmelerine maruz kaldığı görüldü. N, S, VS, PC lamel yapılarına sahipken, GV, HC, SF kuronlarda basma deneyinin uygulandığı noktadan metal güdüğe doğru dikey çizgilere sahipti; bunların her malzemenin üretim yöntemiyle ilişkili olduğu düşünüldü.



Şekil 4.5. Frezeleme grubundaki örneklerin kontrol ve deney gruplarından rastgele seçilmiş 1'er numunenin fotoğraf, stereomikroskop ve SEM görüntüleri. a.GV kontrol, b.GV deney, c.HC kontrol, d.HC deney, e.SF kontrol ve f.SF deney örneklerinin kırılma görüntüleri



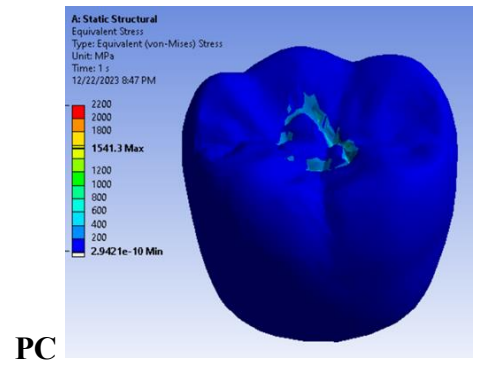
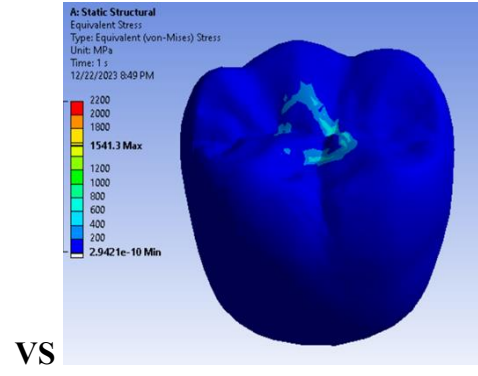
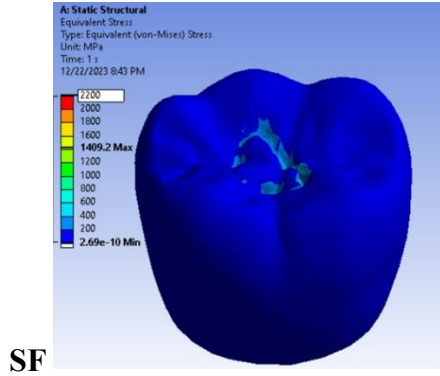
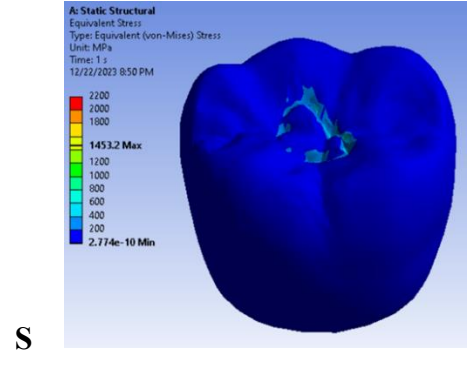
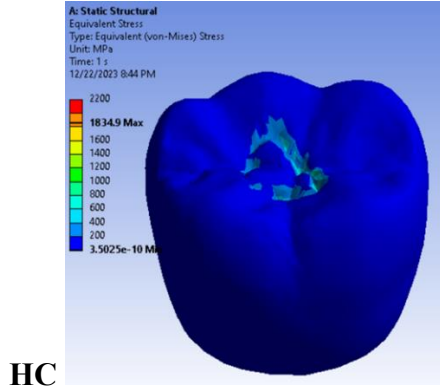
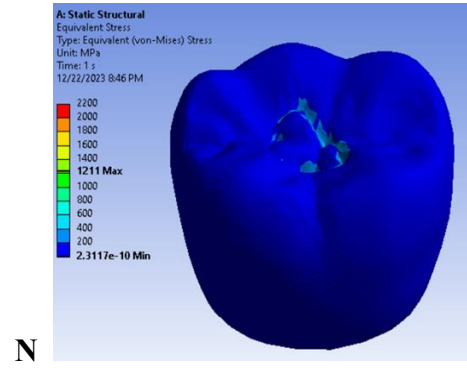
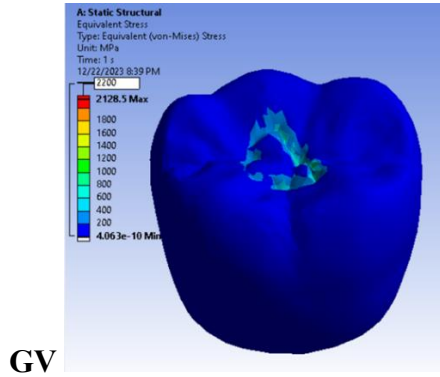
Şekil 4.6. 3B baskı grubundaki örneklerin kontrol ve deney gruplarından rastgele seçilmiş 1'er numunenin fotoğraf, stereomikroskop ve SEM kırılma görüntüleri. a.N kontrol, b.N deney, c.S kontrol, d.S deney, e.VS kontrol, f.VS deney, g.PC kontrol ve h.PC deney örneklerinin görüntüleri

Tüm ölçümler stereomikroskopta 80x. SEM'de 99x ölçek kullanılarak aynı standartta gerçekleştirilmiştir.

4.4. FEM Analizi Bulguları

Elde edilen sonuçların kararlılığını değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analizi uygulanarak (FEM – Finite Elemental Analysis) basma deneyi sonuçları ile karşılaştırıldı. En yüksek kırılma dayanımı basma testinde olduğu gibi GV grubunda elde edildi. Yine benzer şekilde en düşük kırılma dayanımı basma deneyinde olduğu gibi PC

grubunda meydana geldi. Bu gruplara ait FEM analizi sonuçları her bir grup için şekil 4.6'da verilmiştir. Şekillerde görüldüğü üzere deformasyonların okluzal bölgede olması deney sınır şartlarına riayet edildiğini göstermektedir. Bu elde edilen sonuçlar incelendiğinde aynı zamanda literatürdeki yapılan çalışmalara uyumlu olması doğruluğunu göstermektedir (12, 29, 179, 182). Yapılan FEM analizi mekanik yönden değerlendirildiğinde sırasıyla en yüksekten en düşüğe gerilme şu sırada görülmüştür: GV>SF>HC>S>VS>N>PC. Bu sıralama mekanik testle uyumludur. Hata payı $\pm 210N$ kuvvet farkı oluştuğu görüldü.



Şekil 4.7. FEM analizi bulguları

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada frezeleme yöntemi ile Grandio Voco [GV], breCAM HIPC [HC] ve Shofu HC [SF] CAD/CAM kompozit disklerden ve 3B baskı yöntemi ile Nexdent C&B MFH [N], Permanent Bridge Saremco [S], VarseoSmile Crownplus [VS], Şenertek P-Crown [PC] 3B yazıcı daimi rezinlerden tek kuronlar üretildi. Termomekanik yaşlandırma sonrası aşınma ve kırılma dayanımları incelendi.

Çalışmanın hipotezleri:

H01: “3B yazıcı ile daimi kuronlar üretmek için kullanılan farklı rezinlerin birbiriyle ve frezeleme yöntemiyle üretimde kullanılan diskler ile aşınma dayanımları benzerdir. Ve tüm grupların aşınma dayanımları klinik sınırlar içinde kalacaktır” şeklindeydi. Çalışma sonucunda aşınma miktarı belirlendi ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulundu ($p<0.05$). En yüksek hacim kaybı değeri PC grubunda, en düşük hacim kaybı değeri VS grubunda bulundu. Bir yıllık süreçte doğal minenin doğal mineye karşı oklüzal aşınmasının molar bölgede $35,10 \pm 2,60$ mikrometre olduğunu söyleyen çalışmalara dayanarak (183, 184) bizim çalışmamızdaki 2 yıllık yaşlanma sonrası aşınma miktarının klinik kullanım için uygun olduğu düşünüldü. H01 kısmen reddedildi.

H02: “3B yazıcı ile daimi kuronlar üretmek için kullanılan farklı rezinlerin birbiriyle ve frezeleme yöntemiyle üretimde kullanılan diskler ile kırılma dayanımları benzerdir. Ve tüm grupların kırılma dayanımları klinik sınırlar içinde kalacaktır” şeklindeydi. Çalışma sonucunda tüm grupların termomekanik yaşlanma öncesi ve sonrası kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Basma deneyi sonucunda termomekanik yaşlanma öncesi ortalama max kırılma kuvveti GV örneğinde 2900 ± 39.73 ve ortalama min kırılma kuvveti ise N örneğinde 1540.5 ± 41.36 elde edildi. Termomekanik yaşlanma sonrası ortalama max kırılma kuvveti GV örneğinde 4895.25 ± 52.199 ve ortalama min kırılma kuvveti ise PC örneğinde 1567.25 ± 35.36 elde edildi. Maksimum ısırma kuvveti molar bölgede önemli ölçüde değişiklik gösterir; erkeklerde ortalama 847 N ve kadınlarda ortalama 597 N'dur (181, 182). Bu çalışmadaki tüm grupların kırılma kuvvetleri molar bölgedeki ortalama ısırma kuvvetine (720 N) dayanabilecek düzeydedir. Hem frezeleme

hemde 3B baskı grubundaki tüm rezinler 1000 N'a kadar ulaşabilen parafonksiyonel kuvvetlere (183) karşı bile yeterli direnç sağlayabilmektedir. H02 kısmen reddedildi.

Genel olarak, CAD/CAM kompozit malzemeler nispeten düşük bir bükülme modülü (183, 184) ile nispeten yüksek bir bükülme mukavemeti sergiler. Bu onların hasardan önce daha fazla elastik deformasyona uğrayarak artan yüklemeye dayanmalarını sağlamaktadır. Ayrıca, bu malzemeler düşük kırılma hızına, artan esnekliğe ve artan yüklemenin neden olduğu gerilimi absorbe etme yeteneğine sahip olma eğilimindedir (182). Test edilen tüm grupların nispeten yüksek düzeyde aşınma ve kırılma dayanımı sergilediği mevcut çalışmanın sonuçları bunu doğrulamaktadır. 3B yazıcı ile daimi kuronlar üretmek için kullanılan rezinlerin mekanik ve biyouyumluluk özellikleri göz önünde bulundurularak klinik koşullarda güvenle kullanılabilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (28, 29, 182, 185, 186). CAD/CAM kompozit disklerinin üstün mekanik özelliklerinin, geliştirilmiş homojenliklerinden ve kontrollü ve optimize edilmiş polimerizasyonlarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca genel kabul antagonistlere karşı düşük aşındırıcılıkları ve düşük elastik modülleri sayesinde deformasyon yoluyla fonksiyonel streslerin daha fazla emilmesini sağladıklarıdır (187). Öte yandan diş hekimliği uygulamalarında kullanımı oldukça yeni olan 3B yazıcı teknolojisine ait materyallerin aşınma davranışları hakkındaki bilgiler oldukça azdır. Estetik görünüm, aşınma dayanımı ve boyutsal doğruluk 3B yazıcı ile üretimi kısıtlayan başlıca mevcut klinik sınırlamalardır (188).

Örnek sayısının belirlenmesi için literatüre bakıldığında aşınma ve kırılma dayanımlarını değerlendirmek için yapılan çalışmalarda 3 ile 20 arasında örnek sayılarının kullanıldığı görüldü (29, 179, 182, 189-192). Rosentritt ve ark. (29) ve Rauch ve ark. (179), yaptıkları çalışmada her grup için 8 adet örnek kullanmışlardır, bu çalışmada da her grup için 8 adet örnek üretildi (n=8 toplam 112 adet).

Test edilen malzemelerin özellikleri, dayanak malzemesi, kullanılan yapıştırma sistemi, alveolar soket malzemesi ve kırma cihazı yükleme parametreleri gibi birçok test faktörünün, kırılma kuvvetleri üzerinde etkisi vardır (29, 193). Kuron ve köprü üretmek materyallerin aşınma ve kırılma dayanımlarının incelendiği çalışmalar değerlendirildiğinde; güdük materyali olarak doğal dişlerin (194), implant dayanaklarının (195), akrilik rezin dişlerin (29, 182, 196), standardize edilmiş paslanmaz çelik metal güdüklerin (191, 192, 197) kullanıldığı görülmüştür. Rosentritt ve ark. (29), yaptıkları çalışmada akrilik rezin dişlerin uygulanmasıyla standart bir inceleme mümkün olacağını

ileri sürmüştür Standartlaştırılmış akrilik rezin azı dişleri kullanılarak kırık sonuçlarının eksik tahmin edilmesiyle örtüşen yüksek düzeyde bir standardizasyon sağlanmıştır ve bu da doğru sonuçları maskeleyebilir. Araştırmalara bakıldığında çoğunda paslanmaz çelik güdüklerin kullanıldığı görülmüştür (131). Bizim çalışmamızda da üretim aşamasının daha kontrollü ve standart olması, implant dayanak materyaline benzemesi ve kırılma testi sırasında stabil kalması açısından paslanmaz çelik güdükler tercih edilmiştir. Paslanmaz çelik güdükler, prepare edilmiş 36 numaralı dişleri taklit edecek şekilde ve standardizasyonun sağlanması için dijital tasarım yapılarak CNC tezgâh kullanılarak üretildi.

Adeziv simantasyon kuronu stabilize etmezse, TCML veya klinik uygulama sırasında çatlak veya kırıkların meydana gelme olasılığının daha yüksek olabileceği söylenmektedir (198). Özellikle bükülme mukavemeti düşük malzemelerle üretilmiş kuronların klinik uygulama için gerekli olan yeterli mekanik mukavemeti yalnızca adeziv bağlanma ile garanti edilebilir. Ayrıca siman kalınlığı ve bağlanma prosedürleri dijital olarak üretilen kuronların maksimum oklüzal yükünü etkileyebilir (199). Geleneksel yapıştırma ile karşılaştırıldığında restorasyonların adeziv yapıştırılmasının kırılma yükü değerlerini arttırdığı rapor edilmiştir (200). Esnek kompozit restorasyonların altında bu tür güçlü bağlanma mevcut olduğunda, yüksek stres konsantrasyonu oluşur (194), bu da sert malzemelerden yapılmış kuronlarla karşılaştırıldığında kompozit kuronların metal güdükten ayrılma olasılığının daha yüksek olmasına yol açabilir (201). Bu çalışmada da üretilen kuronlar metal güdüklere adeziv siman ile simante edilmiştir.

Üretilen güdüklerin termomekanik yaşlandırma için çiğneme simülatörüne yerleştirilebilmesi sırasında sabitlenmesi gerekmiştir. Birçok çalışma periodontal ligamanın simülasyonunu göz ardı etmiş ve dişi doğrudan esnek olmayan bir reçineye (202) gömmüştür, çünkü araya giren katman analizdeki faktörün etkisini maskeleyebilir katkıda bulunabilir (203). Soares ve ark. (190), yaptıkları çalışmada, periodontal ligamanın simülasyonunun kırılma modlarını önemli ölçüde değiştirdiğini ve periodontal ligaman simüle edildiğinde stres dağılımının değiştiğini göstermiştir. Çalışmada bu sonuçlar göz önünde bulundurularak aşınma ve kırma dayanımı testleri için metal daylar; mine sement sınırının 2 mm altında ve uzun aksları yer düzlemine dik olacak şekilde içinde otopolimerize akril (Imicryl, Konya, Türkiye) olan kalıplara yerleştirildi.

Yeni malzemeler, termomekanik yaşlanma süreçlerinin simülasyonu ve mekanik stabilite dahil olmak üzere kapsamlı analizler gerektirir. Restorasyonların performansını

etkileyen önemli klinik faktörler, dayanıklılık (kırılmayı önlemek için), aşınma dayanımı (ayarlanmış oklüzal durumu korumak ve çatlak gelişimini önlemek için) ve düşük su alımı (renk bozulmasını önlemek ve boyutsal stabiliteyi sağlamak için) olarak sıralanabilir. İn vitro testler, malzemelerin klinik performansını değerlendirmede yardımcı olabilir. Laboratuvar çalışmalarında termal yaşlandırma ve mekanik yüklemenin klinik başarısızlıkları tahmin edebildiği gösterilmiştir (204). Bu çalışmada 2 yıllık termomekanik yaşlandırma yaparak yeni geliştirilmiş daimi olduğu söylenen 3B yazıcı rezinlerinin mekanik özelliklerini inceledik. Yükleme kuvveti, laboratuvar ortamında aşınma testi çalışmaları için sistemin önemli bir parçasıdır. İnsan ağızında fizyolojik çiğneme kuvvetleri 10 - 120 N aralığındadır (205). 49-50 N'luk bir kuvvet genellikle fizyolojik oklüzal kuvvetlerin ortalama değeri olarak kabul edilir ve çeşitli çiğneme simülasyon çalışmalarında kullanılmıştır (143, 144). Ağız, aşınma parametrelerinin çokluğu sebebi ile oldukça karmaşıktır ve laboratuvar ortamında taklit edilmesi zordur. Fakat karşılaştırılan malzemelerin aşınma derecelerinin sıralanması için faydalıdır. Aşınma makinelerinde kullanılan antagonist uç olarak hangi tür ve tip aşındırıcının en uygun olduğu konusunda henüz bir fikir birliği yoktur. Doğal dişlerin antagonist materyal olarak kullanıldığı in vitro aşınma testleri, test sonuçlarının klinik uygulamalara daha doğru bir şekilde yansıtılmasına yardımcı olabilir. Doğal dişler, benzersiz yüzey özellikleri ve mikro yapılarıyla aşınma süreçlerinde restoratif materyallerle doğal etkileşimi simüle eder. Bu da, aşınma testlerinin daha kapsamlı ve gerçekçi sonuçlar elde etmesine yardımcı olur (206).

Aşınma, mekanik temas, katı veya sıvı bir cismin hareketi, kimyasal etki veya eş zamanlı kimyasal ve mekanik etkinin neden olduğu bir yüzeydeki malzeme kaybıdır. Aşınma, oklüzal etkileşimlerin neden olabileceği önemli bir sonuçtur. Kontrolsüz bırakılırsa, yaşam kalitesinde azalma ve sistemik sağlıkta olası bozulma ile zayıf çiğneme işlevine yol açabilir. Aşınma analizinde en önemli faktör oklüzal yük olarak adlandırılan çiğneme kuvvetidir. Bu kuvvetin aralığının belirlenmesi klinik açıdan oldukça zordur. Çünkü kişilere bağlı olan farklı yaş aralığı, yemek alışkanlığındaki farklılıklar, çene anatomisinin değişkenlik göstermesi aşınma davranışını değiştirecektir. Bu nedenle burada yapılan aşınma deneylerinin klinik olarak da değerlendirilmesi önemlidir. (174, 175). Aşınma dayanımı, uzun dönem ağız içi kullanım sırasında stabil bir oklüzyon sağladığından, klinik olarak başarılı bir kuron uygulaması için çok önemli bir kriterdir. Ayrıca çiğneme sırasında uygun stabiliteyi garanti etmek için yüksek kırılma dayanımı

gereklidir. Yüzeysel kusurlar ve aşınma, klinik kırılma nedeni olabilir ve bu da restorasyonun değiştirilmesine neden olabilir (207). İn vitro incelemeler, standart koşullar altında mekanik yükleri ve aşınmayı simüle edebilir; bu nedenle, rezin bazlı kompozitlerden , frezeleme yöntemi ve 3B yazıcı ile üretilen tek diş restorasyonlarının değerlendirilmesi mümkündür (208). İdeal olarak, restoratif materyaller, doğal dentisyona yakın aşınma davranışı sergilemelidir (209). Aşınma testinde kullanılan tribosistemdeki çeşitli faktörlerin karmaşık etkileşiminden kaynaklanan sistem özellikleri olan elastikiyet modülü, sertlik ve bükülme mukavemeti gibi malzeme özellikleri farklıdır (210). Genel olarak aşınma mekanizması birçok faktörü içeren karmaşık bir olgudur. Dental aşınmada abrazyon, adeziv, yorulma ve korozyon aşınmaları baskın aşınma mekanizmaları olup eş zamanlı veya sıralı uygulanması sonucu aşınma meydana gelmektedir. Abrazyon aşınma dişlerde en belirgin ve yaygın aşınma mekanizmasıdır. Bu aşınma türü klinik olarak değerlendirildiğinde yalnızca çiğneme sebebiyle değil istemsiz diş gıcırdatma veya diş sıkma tarafından da tetiklenebilir. Bu aşınma türü için önemli faktörlerden biri çiğneme kuvvetidir. Ve dişin oklüzal yüzeylerinde belirgin bir şekilde görülmektedir. Nitekim üretim yöntemi ne olursa olsun üretilen kuronlarda da uygulanan aşınma deneylerinde kuronların oklüzal yüzeyinde çukur şeklinde krater oluşumları gözlenmektedir (Şekil 4.4) (151, 211).

Şekil 4.4'te görülen aşınmalar sonucu ortaya çıkan partiküller üçüncü bir cisim gibi davranarak abrazyon aşınmayı daha da tetiklemektedir. Bu nedenle üretim yönteminde tanecikler arası bağların mukavemeti aşınma üzerinde oldukça önemli bir etkiye sahiptir. Mikro parçacıklar oklüzal yüzeylerde hareket etmesinin sonucu olarak yüzeyde kazıma işlemine neden olmaktadır. Bu olay da mikro yorulma olarak bilinen lokal deformasyon veya sünek malzemenin zayıflması nedeniyle oluklar şeklinde aşınmalara veya partikül dökülmelerine neden olur (151, 211). Bu mikroskobik kayıplar oklüzal yüzeyler distorsiyonlara neden olmakta ve aşınmanın artmasıyla birlikte gözle görülür makroskobik aşınmaları tetikleyebilmektedir. Genel olarak üretim yöntemlerine bağlı aşınma mekanizmaları değerlendirildiğinde gerek frezeleme gerek 3B yazdırılma yöntemindeki aşınma mekanizmasının benzediği görüldü. Burdaki elastisite modüllerinin farklı olması aşınma miktarlarının değişmesine neden olmuştur. Nitekim sertlik ve elastisite modülü aşınma üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (210). Tablo 4.1'deki sonuçlar incelendiğinde en iyi ve en kötü sonucun 3B yazıcı ile üretilen kuronlarda olduğu gözlemlendi. Frezeleme yöntemindeki aşınma değerleri incelendiğinde bu aşınmanın değerleri

arasında kaldığı görüldü. Bunun nedeni kullanılan rezinin yanında üretim yöntemi ve kullanılan parametrelerdir. 3B yazıcı da katman katman üretilmesi her bir katmandaki katman arası ayrı bir bağın oluşmasına neden olmaktadır. Burada da katmanlar arasındaki malzemeler arasındaki bağın değişkenlik göstermesi aşınma mekanizmasının değişmesine neden olmuştur. Frezeleme yöntemindeki aşınmanın birbirine yakın olmasının sebebi ise ürünlerin aynı standartta üretim yapıldıktan sonra freze takımıyla aynı standartlarda üretim yapılmasının sebep olduğu düşünülmüştür.

Park ve ark. (212), yaptıkları çalışmada frezeleme yöntemiyle üretim ve geleneksel rezin malzemeleriyle karşılaştırıldığında 3B baskı rezin malzemesinin aşınma dayanımını değerlendirmişlerdir. Üç tip rezin malzemesiyle (C&B; NextDent, Soesterberg, Hollanda), (Vipiblock; VIPI, São Paulo, Brezilya), (Jet™; Lang Dental Mfg., Wheeling, IL, ABD) örnekler hazırlamışlardır. Zirkonya ve CoCr alaşımından iki çeşit aşındırıcı yapılmıştır. Örnekler, dikey ve yatay hareketlerle 30.000 çiğneme döngüsü için 5 kg yükü 1.5 ay termomekanik olarak yaşlandırılmışlardır. 3B baskı rezini, frezeleme yöntemiyle üretim ve geleneksel rezinlerle karşılaştırıldığında maksimum derinlik kaybı veya aşınma hacim kaybı açısından önemli bir fark göstermemiştir. Aşındırıcılara bağlı olarak maksimum derinlik kaybı veya aşınma hacim kaybında önemli bir fark ortaya çıkmamıştır. SEM görüntülemelerinde, 3B yazılı rezin, metal aşındırıcıya tabi tutulduğunda çatlaklar ve katmanlar arası bağlarda ayrılma görülmüştür. Sonuçlar, rezin malzemeleri kullanan 3B baskının dental kullanım için yeterli aşınma dayanımı sağladığını düşündürmüştür. Bizim çalışmada da kullanılan rezin gruplarının aşınma miktarları literatürle uyumlu bulunmuştur.

Rosentritt ve ark.'nın (29), frezeleme yöntemi ve 3B baskı ile üretilmiş kuronların ortalama aşınma miktarlarını karşılaştırdığı çalışmada, herhangi bir üretim yöntemi avantajı gözlenmemiştir, bu da frezeleme yöntemi ve 3B baskı ile üretilmiş kuronların esas olarak kullanılabilirliğini bir kez daha göstermiştir. Beklentilerin aksine, frezeleme grubundaki yüksek dolgulu rezin bazlı kompozitler, frezeleme yöntemiyle üretilen geçici materyali olan PMMA malzemesinden daha yüksek aşınma göstermiştir. Bu, malzemenin çıkarılması olmadan morfolojide bir değişiklik ile karakterize edilen PMMA'nın malzeme kaymasına atfedilebilir. Alternatif olarak aşınma, ilave aşındırma parçacıkları görevi gören dolgu maddesi kalıntılarının etkisiyle tetiklenebilir. Klinik koşulların simülasyonu için ve test sırasında temas yüzeylerindeki kalıntıların uzaklaştırılmasını sağlamak için örneklerin suya tabi tutulması gerekir. Dental uygulamalarda kullanılacak 3B yazıcı

malzemelerinin yeterli aşınma dayanımı daha önceki bir araştırmada zaten tanımlanmıştır (213). Farklı yazıcılarla üretilen 3B yazıcı malzemeleri arasındaki farklar, ortalama aşınma açısından %25 civarında bulunmuştur. Burada pürüzlülüğün etkisinin yanı sıra üretim ve müteakip temizleme veya kürlenmenin etkileri de tartışılabilir. Malzemelerin aşınma stabilitesi, düşük çift bağ dönüşümü veya temizleme solventinin sızması nedeniyle azalabilir. Ölçülen değerler, CAD/CAM frezelenmiş kuronların pürüzlülüğünün frezeleme, hasta başı ve laboratuvar tarafı cilalama sonrasında ölçüldüğü önceki bir çalışmada elde edilen büyüklük dahilindeydi (214). Bizim çalışmamızda frezeleme ve 3B yazıcı ile üretim için oluşturulan rezin gruplarının aşınma miktarları benzer çıkmıştır ve literatürle uyumludur.

Mekanik yönden basma kuvvetleri değerlendirildiğinde uygulanan yük karşısında bütün malzemeler önce elastik şekil değiştirme sonra plastik şekil değiştirme davranışı göstermiştir. Frezeleme yöntemiyle üretilen örneklerde basma testi sonucunda daha yüksek kırılma kuvvetleri elde edilirken 3B baskı yönteminde kuvvetler daha düşük çıkmıştır. Frezeleme yönteminin daha yüksek çıkmasının en önemli sebebi döküm olarak üretilen disklerin bütün yüzey boyunca homojen davranış göstermesi olduğu düşünülmüştür. Bu nedenle elastik bölgedeki şekil değişimleri de absorbe edilen enerjinin daha fazla olmasına sebep olmuştur (Şekil 4.2).

3B yönteminde ise herbir katmanın birbiriyle bağlantı özellikleri geometriye bağlı olarak değiştiğinden elastik bölgede absorbe edilen enerjinin bu katmanlar arasındaki bağlantıya bağlı olarak değişkenlik göstermesine neden olmuştur. Şekil 4.2 incelendiğinde 3B yöntemiyle üretilmiş kurona uygulanan basma testinde max absorbe edilen kuvvete ulaşılmadan önce bağlantı noktalarında oluşan kayma kuvvetleri sonucu hasarlar grafik üzerinde pikler halinde ortaya çıkmaktadır. Kırılma yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri de incelendiğinde nitekim bu davranışın oluştuğunu kanıtlamaktadır (Şekil 4.5 ve Şekil 4.6) Frezeleme SEM görüntüsü keskin tabaka şeklinde kayma görüntüleri söz konusu iken 3B SEM görüntüsünde ise lamel çizgiler şeklinde dalgalı katmanların oluşumu görülmektedir. Basma testinin FEM sonuçları değerlendirildiğinde genel olarak deneylerle uyumlu olduğu görülmüştür. Yer yer sonuçlarda farklılık görülmesinin sebebi de FEM analizinde malzemenin homojen ve uniform kabul edilmesidir (215). Gerçekten böyle bir homojenliğin malzemenin bütün yüzeyi değerlendirildiğinde oldukça zor olması nedeniyle farklılıklar meydana gelmiştir. Nitekim FEM analizi malzemenin ideal şartlarına göre gerçekleştirilir. FEM analizinde

uygulanan gerilme, prob, kuron, oda sıcaklığı parametreleri uygulanan kuvvetin bölgesi, uygulanan gerilmenin bölgesi eş zamanlı belirlenmesine rağmen malzemenin homojenliği bu deney sonuçlarını etkilemektedir (Şekil 4.7) (215).

Rosentritt ve ark. (29), yaptıkları çalışmada 8 farklı rezinden (P Pro Crown& Bridge (Straumann), Prov.Crown&Bridge (Voco), VareoSmile Crown (Bego), CB Resin (FormlabsDental), VareoSmile Crown plus (Bego), VareoSmile Crown plus (Bego), Multicolour (Voco), Structure CAD (Voco) 8'er adet geçici ve kalıcı kuron frezeleme ve 3B baskı yöntemleriyle üretilmişlerdir. Araştırma, her iki üretim yönteminin kuronların mekanik performansı üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve önemli bulgular ortaya koymuştur. Frezeleme ve 3B baskı yöntemleriyle üretilen kuronlar, mekanik yükleme ve termal döngüye tabi tutularak kırılma kuvvetleri ölçülmüştür ve aşınma dayanıklılıklarına bakılmıştır. Bu çalışmada 3B baskı yöntemiyle üretilen geçici kuronların kırılma kuvvetleri 1362.4 ± 182.4 Newton (N) (BV) ile 2354.1 ± 373.3 N (VP) arasında değişmiştir. 3B baskıyla üretilen kalıcı kuronların kırılma kuvvetleri $1680.4.4 \pm 525.1$ N (FD) ile 2601.6 ± 403.7 N (BVP_V) arasında değişmiştir. Frezeleme yöntemiyle üretilen kuronların kırılma kuvvetleri 2988.5 ± 604.7 N (VS_M) ve 3092.0 ± 307.6 N (VM_M) olarak ölçülmüştür. En yüksek kırılma kuvvetleri frezeleme yöntemiyle üretilen kuronlarda görülmüş, kalıcı rezin bazlı kompozitler ve geçici kuronlar arasında çok az fark ölçülmüştür. Bu sonuç yüksek basınç ve ısı ile polimerizasyon işlemleriyle karakterize edilen endüstriyel üretimin güçlü bir etkisine işaret etmektedir. Frezeleme ve 3B baskı üretim yöntemleri arasında herhangi bir fark tespit edilmediğini; kuronların karşılaştırılabilir bir performans ve kırılma kuvveti aralığı gösterdiğini, ancak çeşitli gruplar içinde farklı kırılma kuvvetleri gözlemlendiğini belirtmişlerdir (29). Bizim çalışmamızda da genel olarak frezeleme yönteminde kullanılan diskler daha yüksek kırılma mukavemeti göstermiştir, Shofu HC disk 3B baskı yöntemiyle üretim yönteminde kullanılan rezinlere daha yakın kırılma kuvvetleri göstermiştir. Rosentritt ve ark çalışmasına benzer şekilde tüm kuronlar termomekanik yaşlandırma cihazından sorunsuz çıkmıştır. Ve frezeleme ve 3B baskı yöntemleriyle üretilen kuronların kırılma dirençleri klinik kullanım için uygun sınırlar içerisindedir. Bu da incelenen materyallerin 2 yıllık bir uygulama süresi için geçerli bir seçenek olarak değerlendirilebilir olduğunu göstermiştir.

Corbani ve ark.(182), yaptıkları çalışmada 3B baskı ve frezeleme (M) birer materyal için 3'er farklı kalınlıkta (0.5mm, 1mm, 1.5mm vs) grup oluşturup kırılma

dayanımları karşılaştırılmışlardır. Kırılma yüküne malzeme etkisi açısından, 3B grubu test edilen üç kalınlıkta M grubuyla karşılaştırıldığında en yüksek kırılma dayanımı değerlerini göstermiştir. İki malzeme arasındaki ortalama fark, 0.5 mm kalınlık için (825.7 N), test edilen diğer iki kalınlığa göre (sırasıyla 1013.8 N ve 1098.8 N) bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına dayanarak, ilgili malzeme ve kalınlıklara göre 3B basılmış ve frezeleme yöntemiyle üretilmiş kompozit kuronlar arasında yük taşıma kapasitesinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu sonucuna varılmıştır (182). Genel olarak, CAD/CAM kompozit malzemeleri nispeten düşük bir bükülme modülü ile nispeten yüksek bir bükülme mukavemeti sergilerler (52, 54). Bu onların hasardan önce daha fazla elastik deformasyona uğrayarak artan yüklemeye dayanmalarını sağlamaktadır. Ayrıca, bu malzemeler düşük kırılma dayanımına, artan esnekliğe ve artan yüklemenin neden olduğu gerilimi absorbe etme yeteneğine sahip olma eğilimindedir. Test edilen tüm grupların nispeten yüksek düzeyde kırılma dayanımı sergilediği mevcut çalışmanın sonuçları bunu doğrulamaktadır (182). Bu çalışmada da kuronların kalınlığı üretici talimatlarına uygun şekilde minimum 1.5 mm olarak tasarlanmıştır. Bu da çalışmadaki frezeleme ve 3B baskı gruplarının kırılma değerlerinin birbirine daha yakın olmasını açıklayabilir. Frezeleme yöntemiyle üretim materyallerinden yalnızca yaşlandırılmamış Shofu HC kuronların kırılma dayanımı dört farklı 3B rezininkinden düşük bulunmuştur.

Grzebieluch ve ark (12), frezeleme yönteminde kullanılan rezin kompozitler - GrandioBlocks (GR), BrilliantCrios (CR) ve Enamic (EN) ile 3B yazıcı rezin kompoziti olan VarseoSmileCrownplus (VSC)'ı karşılaştırmış ve daimi tek diş restorasyonlarının frezeleme yöntemiyle üretiminde ve 3B baskısı için kullanılan rezin kompozitlerin mekanik özelliklerini, fraktografik, mikro yapı, doku ve fraktal boyut analizini değerlendirmişlerdir (12). Bu çalışmada polimer infiltrate seramik ve 3B yazıcı rezin malzemelerinin mekanik özellikleri arasında anlamlı bir fark bulmuşlardır. Düşük dolgu içeriği nedeniyle, 3B yazıcı malzemesinin bükülme modülü test edilen materyaller arasında en düşük bulunmuştur. Buna rağmen sunulan sonuçların, test edilen tüm materyallerin bükülme mukavemetinin, sert dokunun tek üye restorasyonu için yeterli olduğunu gösterdiğini belirtmişlerdir (216). Bu çalışmada da 3B yazıcı malzemelerinin kırılma dayanımı Grandio Voco diskten düşük bulunsun da; VarseoSmile crownplus ve diğer 3B yazıcı rezinlerinin kırılma dayanımı klinik kullanım için uygun bulunmuştur.

Atria ve ark. (28), piyasada bulunan üç rezin: Crowntec (CT, Saremco), Geçici C&B (FL, Formlabs), C&B MFH (ND, Nextdent) ve bir deneysel rezin: Permanent Bridge (PB, Saremco) kullanarak çift eksenli bükülme mukavemeti testi uygulamışlardır (28). Değerlendirilen malzemeler arasındaki mekanik farklılıklara rağmen, sonuçlar, 3B yazdırılmış geçici rezinlerin, üreticinin endikasyonlarına uygun olarak klinik ortamlarda kullanılabileceğini göstermiştir. Uzun süreli kullanıma yönelik yeni bir rezin olan PB , diğer malzemelerle karşılaştırıldığında mekanik olarak daha iyi bulunmuştur. Bu çalışmada CT ve PB grupları bazı CAD/CAM, bulk/fill ve geleneksel rezin materyallerine benzer karakteristik stres sonuçları elde ettiğini belirtmişlerdir. Bu rezinlerin uzun vadeli restoratif materyaller olarak potansiyel kullanımına işaret etmişlerdir. Bununla birlikte, kontrollü klinik çalışmaların yanı sıra döngüsel yüklemeye tabi tutulan anatomik örneklerde bu malzemelerin mekanik performansını değerlendiren daha fazla in vitro çalışmaya ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmada bu limitasyona çözüm olacak şekilde anatomik örnekler termomekanik yaşlanmaya tabi tutmuş ve sonucunda tüm materyallerin klinik kullanıma uygun olduğu bulunmuştur.

3B baskı, enerji ve malzemedan tasarruf sağlayan, karbon ayak izini azaltan ekonomik bir yöntemdir. 3B baskının tercih edilmesi protetik tedaviler için iyi bir seçenek olarak değerlendirilir. 3B yazıcı teknolojilerindeki son gelişmelerden en fazla yararlanabilecek prosedürlerden birinin de geçici/daimi kuron ve köprü üretimi olduğu söylenebilir. Tek üyeli kuronların 3B yazılması yaklaşık 20 dakika kadar kısa bir sürede yapılabilmektedir. Klinisyenin dişi hazırlayıp taradıktan sonra 3B yazıcıya gönderip kuron basımı yapılırken; aynı hastada diğer işlemlere geçebileceği bir klinik iş akışı zaman tasarrufu sağlayacaktır. Basılan kısım desteklerden kolayca ayrıldıktan sonra polimerizasyon sonrası işlemler tamamlanıp hemen yapıştırılacaktır. Bu üretim yöntemi klinikteki üretkenliği artırabilir ve geçici/daimi restorasyonlar yapmanın daha pratik bir yolunu mümkün kılabilir. Bu prosedürleri mümkün kılacak teknoloji halihazırda dental sektörde mevcuttur, ancak şu anda hem 3B yazdırılabilir diş malzemelerinin hem de bunlarla uyumlu 3B yazıcıların performansına ilişkin bilgi eksikliği bulunmaktadır (13, 101, 217). Bizim çalışmamızda daimi olarak kullanımı önerilen resinlerin mekanik özellikleri karşılaştırılarak, klinik kullanım için uygunlukları değerlendirildi.

Malzemelerin aşınma ve kırılma dayanımını araştırmaya yönelik termomekanik yaşlandırma ve basma testi parametreleri, bir çalışmadan diğerine büyük farklılıklar göstermektedir. Çoğu in vitro aşınma ve kırılma testi, standart koşullar altında

malzemelerin sıralanmasına ve karşılaştırmalı değerlendirmeye olanak sağlamıştır, ancak klinik sonuçlarla sınırlı bir korelasyon olmuştur. Kırılma kuvvetleri ve aşınma miktarları ile klinikteki kullanılabilirliği prospektif klinik çalışmalar ile araştırılmalıdır. Rezinlerin kırılma kuvvetleri ve aşınma miktarları kronların tasarımına, materyal kalınlığına ve kullanılan yapıştırma simanlarına bağlı değişebilmektedir. Çalışmamızda tek tip tasarım, materyal kalınlığı ve siman kullanımı çalışmamızın limitasyonudur. Bu tarz çalışmalarda aynı rezinlerin farklı kalınlık ve tasarımlarlarda karşılaştırılması önerilir. Üretim yönünden değerlendirildiğinde nicel bir parametre olmasa da işlem basamaklarının daha az olması ve teknik elemana bağımlılığı azaltması yönüyle 3B üretim tekniğinin avantajlı olduğunu düşündük. Bu durumun istatistiksel netlik kazanabilmesi için üretim süresi, üretimin kolaylığı ve sürdürülebilirliği ile ilgili parametreler çıkarılarak prospektif veya in vitro çalışmalar yapılabilir.

6. SONUÇ

Bu in vitro çalışmanın deneysel koşulları dahilinde elde edilen sonuçları şunlardır:

1. Çiğneme simülasyonu, test edilen tüm malzemeler için hacim kaybındaki artışı desteklemiştir.
2. VS diğer 6 malzeme grubu arasında aşınmaya bağlı en düşük aşınma miktarını
3. göstermiştir.
4. PC diğer 6 malzeme grubu arasında aşınmaya bağlı en yüksek aşınma miktarını göstermiştir.
5. Başlangıçta en yüksek kırılma kuvveti GV grubuna, en düşük kırılma kuvveti N
6. grubuna aittir.
7. Yaşlandırma sonrası en yüksek kırılma kuvveti GV grubuna, en düşük kırılma kuvveti PC grubuna aittir.
8. Tüm grupların aşınma ve kırılma dayanımları klinik sınırlar içinde bulundu.

KAYNAKLAR

1. Dikova TJSSMD. Production of high-quality temporary crowns and bridges by stereolithography. 2019;5(1):33-8.
2. McLaren EA, Figueira J, Goldstein REJC. A conservative esthetic alternative to full-coverage crowns. 2015;36(4).
3. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). Dental Materials. 2015;31(6):603-23.
4. van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials. 2012;28(1):3-12.
5. Kawaguchi-Uemura A, Mine A, Matsumoto M, Tajiri Y, Higashi M, Kabetani T, et al. Adhesion procedure for CAD/CAM resin crown bonding: Reduction of bond strengths due to artificial saliva contamination. 2018;62(2):177-83.
6. Ruse N, Sadoun MJJodr. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. 2014;93(12):1232-4.
7. Abduo J, Lyons K, Bennamoun MJJod. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. 2014;2014.
8. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai RJDt. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. 2016;45(48):19194-215.
9. Gresnigt MM, Ozcan M, Kalk W, Galhano G. Effect of static and cyclic loading on ceramic laminate veneers adhered to teeth with and without aged composite restorations. The journal of adhesive dentistry. 2011;13(6):569-77.
10. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dental materials journal. 2009;28(1):44-56.
11. Naseer MU, Kallaste A, Asad B, Vaimann T, Rassölkin AJE. A review on additive manufacturing possibilities for electrical machines. 2021;14(7):1940.

12. Grzebieluch W, Kowalewski P, Grygier D, Rutkowska-Gorczyca M, Kozakiewicz M, Jurczyszyn K. Printable and Machinable Dental Restorative Composites for CAD/CAM Application—Comparison of Mechanical Properties, Fractographic, Texture and Fractal Dimension Analysis. 2021;14(17):4919.
13. Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *The International journal of prosthodontics*. 2017;30(5):474–84.
14. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2020;32(2):182-92.
15. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(1):54-64.
16. Rezaie F, Farshbaf M, Dahri M, Masjedi M, Maleki R, Amini F, et al. 3D Printing of Dental Prostheses: Current and Emerging Applications. 2023;7(2):80.
17. *The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition*. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(5s):e1-e105.
18. Gratton DG, Aquilino SA. Interim restorations. *Dental clinics of North America*. 2004;48(2):vii, 487-97.
19. Burke FJ, Murray MC, Shortall AC. Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dental update*. 2005;32(8):443-4, 7-8, 50-2.
20. Knobloch LA, Kerby RE, Pulido T, Johnston WM. Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;106(2):118-25.
21. Güth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2012;24(5):310-8.

22. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2012;43(6):457-67.
23. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(2):225-8.
24. Hazelton LR, Nicholls JI, Brudvik JS, Daly CH. Influence of reinforcement design on the loss of marginal seal of provisional fixed partial dentures. *The International journal of prosthodontics*. 1995;8(6):572-9.
25. Keul C, Müller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *Journal of dentistry*. 2014;42(9):1105-14.
26. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(2):117-23.
27. Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(4):288-95.
28. Atria PJ, Bordin D, Marti F, Nayak VV, Conejo J, Benalcázar Jalkh E, et al. 3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2022;34(5):804-15.
29. Rosentritt M, Rauch A, Hahnel S, Schmidt M. In-vitro performance of subtractively and additively manufactured resin-based molar crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2023;141:105806.
30. Crispin BJ, Caputo AA. Color stability of temporary restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1979;42(1):27-33.

31. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(5):474-97.
32. RW PJPWSC. *Skinner's science of dental materials*, 9th. 1991:203-7.
33. Donovan TE, Hurst RG, Campagni WV. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;54(4):522-4.
34. Christensen GJ. The fastest and best provisional restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2003;134(5):637-9.
35. Sen D, Göller G, Işsever H. The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(5):527-32.
36. Driscoll CF, Woolsey G, Ferguson WM. Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65(4):504-6.
37. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(4):497-506.
38. Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta odontologica Scandinavica*. 2011;69(3):144-50.
39. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA-Based Polymers. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2019;28(2):e491-e5.
40. Balkenhol M, Knapp M, Ferger P, Heun U, Wöstmann B. Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(11):1575-84.
41. Ghaffari T, Nourizadeh A, Shafiei E, Mahboub F, Kalantari AR. Compressive Strength of Temporary Crowns Made from Default design in Two Types of Software. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)*. 2023;24(1):47-52.

42. Andersen UV, Pedersen DB, Hansen HN, Nielsen JSJIJoAMT. In-process 3D geometry reconstruction of objects produced by direct light projection. 2013;68:565-73.
43. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clinical oral investigations*. 2012;16(6):1669-77.
44. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *British dental journal*. 2015;219(11):521-9.
45. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental materials journal*. 2020;39(3):345-54.
46. Uçar Y, Gürbüz G, Erken OJTKJP-ST. Diş hekimliğinde lazer sinterizasyon ve diğer tabakalı üretim yöntemleri. 2015;1(1):13-22.
47. Doreau F, Chaput C, Chartier TJAEM. Stereolithography for manufacturing ceramic parts. 2000;2(8):493-6.
48. Shen Z, Liu L, Xu X, Zhao J, Eriksson M, Zhong Y, et al. Fractography of self-glazed zirconia with improved reliability. 2017;37(14):4339-45.
49. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA; 1997.
50. Resnik RR, Kircos LT, Misch CEJCIDMM. Diagnostic imaging and techniques. 2007:38-67.
51. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2009;18(2):188-94.
52. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics*. 2015;28(3):227-35.
53. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):83-96.

54. 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.
55. Ho GW, Matinlinna JPJS. Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. 2011;3:109-15.
56. Pontevedra P, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Garcia-Serdio S, Suarez MJ. Prospective Clinical Evaluation of Posterior Monolithic Zirconia Fixed Partial Dentures Using a Complete Digital Workflow: Two-Year Follow-Up. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2021;30(4):298-304.
57. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of dental research*. 2018;97(2):140-7.
58. Kara RJIJDS. Comparison of marginal and internal fit of different CAD/CAM copings. 2020;8:105-11.
59. El Gohary MK, Metwally MF, Shokry TEJIJMSDR. Evaluation of Vertical Marginal Gap of Long Span Implant Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated with different CAD/CAM Materials. 2022;5:21-36.
60. Zeighami S, Ghodsi S, Sahebi M, Yazarloo S. Comparison of Marginal Adaptation of Different Implant-Supported Metal-Free Frameworks Before and After Cementation. *The International journal of prosthodontics*. 2019;32(4):361-3.
61. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(4):587-93.
62. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(1):12-9.
63. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-69.
64. 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.

65. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, Rashid Habib S, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of advanced research*. 2021;28:87-95.
66. Bergamo ETP, Bastos TMC, Lopes ACO, de Araujo Júnior ENS, Coelho PG, Benalcazar Jalkh EB, et al. Physicochemical and mechanical characterization of a fiber-reinforced composite used as frameworks of implant-supported prostheses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2021;37(8):e443-e53.
67. Bechir F, Bataga SM, Tohati A, Ungureanu E, Cotrut CM, Bechir ES, et al. Evaluation of the Behavior of Two CAD/CAM Fiber-Reinforced Composite Dental Materials by Immersion Tests. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2021;14(23).
68. Beleidy M, Ziada AJEDJ. Comparative wear analysis of conventional versus CAD/CAM composite veneered PEEK crowns using 3D surface deviation. 2022;68(3):2721-31.
69. Schubert C, van Langeveld MC, Donoso LA. Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. *The British journal of ophthalmology*. 2014;98(2):159-61.
70. Alsaifi RA, Mitwalli HA, Balhaddad AA, Weir MD, Xu HH, Melo MASJFiDM. Regenerating craniofacial dental defects with calcium phosphate cement scaffolds: Current status and innovative scope review. 2021;2:743065.
71. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1425-31.
72. Lavik E, Langer R. Tissue engineering: current state and perspectives. *Applied microbiology and biotechnology*. 2004;65(1):1-8.
73. Mikos AG, Herring SW, Ochareon P, Elisseeff J, Lu HH, Kandel R, et al. Engineering complex tissues. *Tissue engineering*. 2006;12(12):3307-39.
74. Bohner M. Design of ceramic-based cements and putties for bone graft substitution. *European cells & materials*. 2010;20:1-12.

75. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1432-6.
76. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1437-40.
77. Chen GX, Zeng XY, Wang ZM, Guan K, Peng CWJAmr. Fabrication of removable partial denture framework by selective laser melting. 2011;317:174-8.
78. Han J, Wang Y, Lü P. A preliminary report of designing removable partial denture frameworks using a specifically developed software package. *The International journal of prosthodontics*. 2010;23(4):370-5.
79. Mangano F, Pozzi-Taubert S, Zecca PA, Luongo G, Sammons RL, Mangano C. Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: a 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. *Implant dentistry*. 2013;22(4):388-93.
80. Li H, Song L, Sun J, Ma J, Shen ZJ AiAC. Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges. 2019;118(1-2):30-6.
81. Wang MO, Vorwald CE, Dreher ML, Mott EJ, Cheng MH, Cinar A, et al. Evaluating 3D-printed biomaterials as scaffolds for vascularized bone tissue engineering. *Advanced materials (Deerfield Beach, Fla)*. 2015;27(1):138-44.
82. Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;121(2):285-91.
83. Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association*. 2013;41(6):407-16.
84. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *The Journal of oral implantology*. 2013;39(6):743-9.
85. Liao KJET. Performance characterization and modeling of a composite hip prosthesis. 1994;18:33-8.

86. Kelsey DJ, Springer GS, Goodman SBJJocm. Composite implant for bone replacement. 1997;31(16):1593-632.
87. 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.
88. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. International journal of computerized dentistry. 2015;18(2):101-29.
89. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. Journal of prosthodontic research. 2016;60(2):72-84.
90. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. International journal of computerized dentistry. 1999;2(1):9-35.
91. Alghazzawi TF, Al-Samadani KH, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, et al. Effect of imaging powder and CAD/CAM stone types on the marginal gap of zirconia crowns. Journal of the American Dental Association (1939). 2015;146(2):111-20.
92. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. Journal of the American Dental Association (1939). 2006;137(9):1289-96.
93. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. Journal of dentistry (Shiraz, Iran). 2015;16(1):1-9.
94. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. Journal of the Irish Dental Association. 2007;53(1):38-45.
95. Khaledi AA, Farzin M, Akhlaghian M, Pardis S, Mir N. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. The Journal of prosthetic dentistry. 2020;124(1):81-6.

96. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):909-13.
97. Vojdani M, Torabi K, Atashkar B, Heidari H, Torabi Ardakani M. A Comparison of the Marginal and Internal Fit of Cobalt- Chromium Copings Fabricated by Two Different CAD/CAM Systems (CAD/ Milling, CAD/ Ceramill Sintron). *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)*. 2016;17(4):301-8.
98. Alhallak K, Hagi-Pavli E, Nankali A. A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. *British dental journal*. 2023.
99. Gross BC, Erkal JL, Lockwood SY, Chen C, Spence DM. Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. *Analytical chemistry*. 2014;86(7):3240-53.
100. Chen Z, Li Z, Li J, Liu C, Lao C, Fu Y, et al. 3D printing of ceramics: A review. 2019;39(4):661-87.
101. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay ŞJHüdhfd. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. 2008;32(2):58-72.
102. Yalçın B, Ergene BJUTBD. Endüstride yeni eğilim olan 3-d eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. 2017;9(3):65-88.
103. Chua CK, Leong KF, Lim CS. *Rapid prototyping: principles and applications (with companion CD-ROM)*: World Scientific Publishing Company; 2010.
104. Çelik G, Tuğrul S, Üşümez AJCDJ. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. 2013;16(1):74-82.
105. Cai H, Zhao BC, Tian Y, Kim DH, Sun Y, Lim HK, et al. Design of a Single-Tooth Model and Its Application in Oral Scan System Assessment. *Scanning*. 2021;2021:8891396.
106. Dolenc A, Mäkelä IJC-AD. Slicing procedures for layered manufacturing techniques. 1994;26(2):119-26.
107. Wang Q, Mitsumura N, Chen Q, Sarkar A, Kurokawa H, Sekiguchi K, et al. Investigation of condensation reaction during phenol liquefaction of waste woody materials. 2014;9(5):658-68.

108. Sutradhar A, Park J, Carrau D, Nguyen TH, Miller MJ, Paulino GH. Designing patient-specific 3D printed craniofacial implants using a novel topology optimization method. *Medical & biological engineering & computing*. 2016;54(7):1123-35.
109. Revilla-León M, Besné-Torre A, Sánchez-Rubio JL, Fábrega JJ, Özcan M. Digital tools and 3D printing technologies integrated into the workflow of restorative treatment: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;121(1):3-8.
110. Dong T, Wang X, Xia L, Yuan L, Ye N, Fang B. Accuracy of different tooth surfaces on 3D printed dental models: orthodontic perspective. *BMC oral health*. 2020;20(1):340.
111. Wang J, Goyanes A, Gaisford S, Basit AW. Stereolithographic (SLA) 3D printing of oral modified-release dosage forms. *International journal of pharmaceutics*. 2016;503(1-2):207-12.
112. Asif M, Ramezani M, Sun X, Wang L, Xu X, Giffney T, et al., editors. *A New 3D Printing Technique Using Extrusion of Photopolymer*. Conference Paper, Jan; 2017.
113. Tumbleston JR, Shirvanyants D, Ermoshkin N, Januszewicz R, Johnson AR, Kelly D, et al. Additive manufacturing. Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science (New York, NY)*. 2015;347(6228):1349-52.
114. DeSanto L, Biscardi C, editors. *Polyplanar optical display electronics. Cockpit Displays IV: Flat Panel Displays for Defense Applications*; 1997: SPIE.
115. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive materials*. 2020;5(1):110-5.
116. Kruth J-P, Vandenbroucke B, Van Vaerenbergh J, Naert IJPV, Leiria. Digital manufacturing of biocompatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/SLM. 2005:139-46.
117. Balli J, Kumpaty S, Anewenter V, editors. *Continuous liquid interface production of 3D objects: An unconventional technology and its challenges and opportunities*. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition; 2017: American Society of Mechanical Engineers.
118. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui TJIJoMT, *Manufacture*. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. 2006;46(12-13):1459-68.

119. Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts MJRpj. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. 2005;11(1):26-36.
120. Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. Journal of applied biomaterials & functional materials. 2018;16(3):151-60.
121. Sandoval J, Soto K, Murr L, Wicker RJJoms. Nanotailoring photocrosslinkable epoxy resins with multi-walled carbon nanotubes for stereolithography layered manufacturing. 2007;42:156-65.
122. Gurr M, Hofmann D, Ehm M, Thomann Y, Kübler R, Mülhaupt RJAFM. Acrylic nanocomposite resins for use in stereolithography and structural light modulation based rapid prototyping and rapid manufacturing technologies. 2008;18(16):2390-7.
123. Nowacki B, Kowol P, Koziol M, Olesik P, Wieczorek J, Waclawiak K. Effect of Post-Process Curing and Washing Time on Mechanical Properties of mSLA Printouts. Materials (Basel, Switzerland). 2021;14(17).
124. AYAZ DF, TAĞTEKİN D, YANIKOĞLU FJAÜDHFD. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. 2011;2011(4):49-56.
125. TEKÇEN, DEMİRCİ M, Tuncer S, Tuncer SJJoiUFoD. Dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanıklılığını değerlendirme yöntemleri. 2013;47(1):73-91.
126. Khoroushi M, Mansoori MJISRN. Marginal sealing durability of two contemporary self-etch adhesives. 2012;2012.
127. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2014;29:295-308.
128. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal of dentistry. 1999;27(2):89-99.
129. Ehrenberg DS, Weiner S. Changes in marginal gap size of provisional resin crowns after occlusal loading and thermal cycling. The Journal of prosthetic dentistry. 2000;84(2):139-48.

130. Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Ozcan M, Hämmerle CH. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;106(6):386-98.
131. Özcan M, Jonasch M. Effect of Cyclic Fatigue Tests on Aging and Their Translational Implications for Survival of All-Ceramic Tooth-Borne Single Crowns and Fixed Dental Prostheses. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2018;27(4):364-75.
132. Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Ravera G, et al. Robotic chewing simulator for dental materials testing on a sensor-equipped implant setup. *The International journal of prosthodontics*. 2008;21(6):501-8.
133. Singhatanadgit W, Junkaew P, Singhatanadgid P. Effect of bidirectional loading on contact and force characteristics under a newly developed masticatory simulator with a dual-direction loading system. *Dental materials journal*. 2016;35(6):952-61.
134. Rues S, Huber G, Rammelsberg P, Stober T. Effect of impact velocity and specimen stiffness on contact forces in a weight-controlled chewing simulator. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(12):1267-72.
135. ISO D. Guidance on testing of wear. Part 2: Wear by two-and/or three body contact. *Techn Specific*; 2001.
136. Bheemappa S, Gurusurthy H, Badami VV, Hegde PRJToP, Polymer Composites,, Nanocomposites P. Tribological behavior of polymeric systems in lubricated surfaces or conditions. 2023:357-99.
137. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D, Schmalz GJBodm. Determination of biocompatibility. 2009:13-43.
138. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(8):712-34.
139. Soriano-Valero S, Román-Rodríguez JL, Agustín-Panadero R, Bellot-Arcís C, Fons-Font A, Fernández-Estevan L. Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2020;12(12):e1189-e95.

140. Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18(3):246-54.
141. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(8):693-701.
142. 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.
143. Grau A, Stawarczyk B, Roos M, Theelke B, Hampe R. Reliability of wear measurements of CAD-CAM restorative materials after artificial aging in a mastication simulator. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018;86:185-90.
144. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of dentistry*. 2012;40(11):979-88.
145. Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(4):304-17.
146. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(11):e275-e83.
147. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Archives of oral biology*. 2004;49(10):805-16.
148. Fischer T, Zhu Z, Kim H, Shin DJW. Genesis and role of wear debris in sliding wear of ceramics. 2000;245(1-2):53-60.
149. Watts MW, Tan EK, Jankovic J. Bruxism and cranial-cervical dystonia: is there a relationship? *Cranio : the journal of craniomandibular practice*. 1999;17(3):196-201.

150. Miura H, Miura K, Mizugai H, Arai Y, Umenai T, Isogai E. Chewing ability and quality of life among the elderly residing in a rural community in Japan. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27(8):731-4.
151. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2004;135(8):1109-18; quiz 63-5.
152. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):29-38.
153. Al-Hiyasat AS, Darmani H, Milhem MM. Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. *Clinical oral investigations*. 2005;9(1):21-5.
154. Mystkowska J, Niemirowicz-Laskowska K, Łysik D, Tokajuk G, Dąbrowski JR, Bucki R. The Role of Oral Cavity Biofilm on Metallic Biomaterial Surface Destruction-Corrosion and Friction Aspects. *International journal of molecular sciences*. 2018;19(3).
155. Lussi A, Carvalho TS. Erosive tooth wear: a multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. *Monographs in oral science*. 2014;25:1-15.
156. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2017;33(8):880-94.
157. Al-Omiri MK, Harb R, Abu Hammad OA, Lamey PJ, Lynch E, Clifford TJ. Quantification of tooth wear: conventional vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique. *Journal of dentistry*. 2010;38(7):560-8.
158. Fares J, Shirodaria S, Chiu K, Ahmad N, Sherriff M, Bartlett D. A new index of tooth wear. Reproducibility and application to a sample of 18- to 30-year-old university students. *Caries research*. 2009;43(2):119-25.
159. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD. Correlation of M-L, Leinfelder, and USPHS clinical evaluation techniques for wear. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1990;6(3):151-3.

160. Etman MK, Woolford M, Dunne S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *The International journal of prosthodontics*. 2008;21(3):245-52.
161. Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2000;131(10):1472-7.
162. Peters MC, DeLong R, Pintado MR, Pallesen U, Qvist V, Douglas WH. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *Journal of dentistry*. 1999;27(7):479-85.
163. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(8):702-11.
164. J FE-U, Hsu SM, Bohórquez AC, Abdulhameed N, Scheiffele GW, Kim M, et al. Novel methodology for measuring intraoral wear in enamel and dental restorative materials. *Clinical and experimental dental research*. 2020;6(6):677-85.
165. Kim SH, Park YS, Kim MK, Kim S, Lee SP. Methods for quantitative measurement of tooth wear using the area and volume of virtual model cusps. *Journal of periodontal & implant science*. 2018;48(2):124-34.
166. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*. 2005;33(1):9-18.
167. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(6):652-61.
168. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*. 2000;28(7):529-35.
169. Can G, Ersoy E, Aksu LJÖm. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 2014:210-4.
170. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *The International journal of prosthodontics*. 1990;3(5):430-40.

171. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(6):561-9.
172. Saridag S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Operative dentistry*. 2013;38(6):626-34.
173. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2011;20(7):535-40.
174. Paradella TC, Bottino MAJBDS. Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. 2012;15(2):43-8.
175. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *Journal of oral rehabilitation*. 1988;15(6):615-24.
176. Hakan A, ÖZDEMİR AKJAÜDHF. Protetik diş tedavisinde manyetik ataşmanlar. 2012;2012(Supplement 6).
177. Sreerikha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2010;21(3):425-32.
178. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research*. 1968;47(3):427-32.
179. Rauch A, Heinzmann W, Rosentritt M, Hahnel S, Schmidt MB, Fuchs F, et al. Aging and Fracture Resistance of Implant-Supported Molar Crowns with a CAD/CAM Resin Composite Veneer Structure. 2023;12(18):5997.
180. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(6):762-6.
181. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(3):244-8.

182. Corbani K, Hardan L, Skienhe H, Özcan M, Alharbi N, Salameh Z. Effect of material thickness on the fracture resistance and failure pattern of 3D-printed composite crowns. *International journal of computerized dentistry*. 2020;23(3):225-33.
183. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(6):760-7.
184. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2020;32(2):171-81.
185. Wuersching SN, Hickel R, Edelhoff D, Kollmuss M. Initial biocompatibility of novel resins for 3D printed fixed dental prostheses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2022;38(10):1587-97.
186. Gad MM, Fouda SM. Factors affecting flexural strength of 3D-printed resins: A systematic review. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2023;32(S1):96-110.
187. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2015;55:1-11.
188. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2021;37(2):336-50.
189. Lukomska-Szymanska M, Radwanski M, Kharouf N, Mancino D, Tassery H, Caporossi C, et al. Evaluation of Physical-Chemical Properties of Contemporary CAD/CAM Materials with Chromatic Transition "Multicolor". *Materials (Basel, Switzerland)*. 2023;16(11).
190. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian oral research*. 2005;19(1):11-6.

191. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2020;24(2):701-10.
192. Winter A, Schurig A, Rasche E, Rösner F, Kanus L, Schmitter M. The flexural strength of CAD/CAM polymer crowns and the effect of artificial ageing on the fracture resistance of CAD/CAM polymer and ceramic single crowns. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2019;31(1):9.
193. Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clinical oral investigations*. 2020;24(2):1035-42.
194. Krejci I, Daher R. Stress distribution difference between Lava Ultimate full crowns and IPS e.max CAD full crowns on a natural tooth and on tooth-shaped implant abutments. *Odontology*. 2017;105(2):254-6.
195. Marchand L, Sailer I, Lee H, Mojon P, Pitta J. Digital wear analysis of different CAD/CAM fabricated monolithic ceramic implant-supported single crowns using two optical scanners. *The International journal of prosthodontics*. 2022;35(3):357–64.
196. Kim YK, Han JS, Yoon HI. Evaluation of intaglio surface trueness, wear, and fracture resistance of zirconia crown under simulated mastication: a comparative analysis between subtractive and additive manufacturing. *The journal of advanced prosthodontics*. 2022;14(2):122-32.
197. Michailova M, Elsayed A, Fabel G, Edelhoff D, Zylla IM, Stawarczyk B. Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2020;111:103977.
198. Loher H, Behr M, Hintereder U, Rosentritt M, Handel G. The impact of cement mixing and storage errors on the risk of failure of glass-ceramic crowns. *Clinical oral investigations*. 2009;13(2):217-22.

199. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(8):e99-109.
200. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(1):29-36.
201. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(4):433-41.
202. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(1):36-40.
203. Martínez-González A, Amigó-Borrás V, Fons-Font A, Selva-Otaolaurruchi E, Labaig-Rueda C. Response of three types of cast posts and cores to static loading. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2001;32(7):552-60.
204. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *Journal of dentistry*. 2008;36(12):1048-53.
205. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(5):485-91.
206. Zheng Y, Bashandeh K, Shakil A, Jha S, Polycarpou AAJTI. Review of dental tribology: Current status and challenges. 2022;166:107354.
207. Romanyk DL, Guo Y, Rae N, Veldhuis S, Sirovica S, Fleming GJ, et al. Strength-limiting damage and its mitigation in CAD-CAM zirconia-reinforced lithium-silicate ceramics machined in a fully crystallized state. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2020;36(12):1557-65.
208. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(3):348-52.

209. Oouchi H, Takamizawa T, Tamura T, Ishii R, Tsujimoto A, Miyazaki M, et al. Flexural properties and wear behavior of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin blocks. *Dental materials journal*. 2021;40(4):979-85.
210. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Operative dentistry*. 2020;45(1):30-40.
211. Kruzic JJ, Arsecularatne JA, Tanaka CB, Hoffman MJ, Cesar PF. Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018;88:504-33.
212. Park JM, Ahn JS, Cha HS, Lee JH. Wear Resistance of 3D Printing Resin Material Opposing Zirconia and Metal Antagonists. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2018;11(6).
213. Park S-L, Hong G-W, Kim J, Kim J-H. *JOMS, Technology*. Influence of fused deposition method 3D printing on thermoelastic effect. 2019;33:5235-41.
214. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clinical oral investigations*. 2019;23(2):725-37.
215. Mohammed S, Desai H. *JOH*. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. 2014;2(156):2332-0702.1000156.
216. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. *JDM*. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. 2007;23(9):1129-35.
217. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2018;34(2):192-200.

EKLER

EK-1. Etik Kurul Kararı

25.12.2023 18:13

Etik Kurul Otomasyonu

T.C. İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu			
Oturum Tarihi : 24-01-2023	Oturum Sayısı : 2	Karar Sayısı : 2023/4412	
<p>Başvurunuz; üniversitemiz Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi açısından uygun olup-olmadığı hususundaki başvurusuna ilişkin raportör raporu görüldü. Çalışma Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi açısından değerlendirildiğinde; çalışmanın etik açıdan uygun olduğuna; oy birliği ile karar verilmiştir.</p>			
Çalışma Adı	3 BOYUTLU YAZICI İLE FARKLI REZİNLERDEN ÜRETİLEN DENTAL RESTORASYONLARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ		
Araştırmacılar	Dr.Öğretim Üyesi Fatih Demirci (Yürütücü) Araştırma Görevlisi BUSE ÇEBİ GÜL (Yardımcı Araştırmacı)		
Başkan	Prof.Dr. Osman CELBİŞ		
Kurul Üyeleri			
Prof.Dr. AHMET KOÇ		Prof.Dr. Kadir ERTEM	
Prof.Dr. Cemşit KARAKURT		Prof.Dr. Sermin TİMUR TAŞHAN	
Doç.Dr. Dinçer ÖZGÖR		Prof.Dr. Barış OTLU	