



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

**CAD/CAM VE 3D YAZICILAR İLE ÜRETİLEN GEÇİCİ
KRONLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

MERVE FERDANE YILDIZ

UZMANLIK TEZİ

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. ALİ CAN BULUT**

KIRIKKALE-2022

T.C.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

CAD/CAM VE 3D YAZICILAR İLE ÜRETİLEN GEÇİCİ
KRONLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Merve Ferdane YILDIZ

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Ali Can BULUT

Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından 2021/006 numaralı proje ile desteklenmiştir.

KIRIKKALE-2022

KABUL VE ONAY

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Anabilim Dalı Diş Hekimliği Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülen bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

İmza

Prof. Dr. Volkan Şahin

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Prof. Dr. Saadet Sağlam Atsü

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Prof. Dr. M. Ercüment Önder

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Almira Ada Diken

Türksayar

Biruni Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Doç. Dr. Ali Can Bulut

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman

ETİK BEYAN

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Merve Ferdane Yıldız

28/02/2022

ÖZET

CAD/CAM ve 3D Yazıcılar ile Üretilen Geçici Kronların Değerlendirilmesi

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Doç. Dr. Ali Can BULUT

Şubat 2022, 87 sayfa

Sabit geçici restorasyonların yapımı, daimî restorasyonun üretimi sırasında, diş sert dokularındaki kayba bağlı olarak savunmasız kalan prepare edilmiş dişlerdeki pulpal ve periodontal sağlığın korunması, dişlerin veya dişetinin yer değiştirmesinin önlenmesi böylece alınan ölçü ile uyumun bozulmaması, daimî protez yapılarına kadarki ortalama olarak 2 haftayı geçen süre içerisinde hasta konforunun sağlanması ve yaşayabileceği ağrı, hassasiyet gibi rahatsızlıkların önüne geçilebilmesi için vazgeçilmemesi gereken bir uygulamadır. Geçici restorasyonlar aynı zamanda fonksiyon ve estetiği idame eder ve daimî protezin son halini alması konusunda bir rehber görevi görürler. Bu çalışmanın amacı, giderek yaygınlaşan 3D yazıcılar ve CAD/CAM cihazlarının kullanılması ile elde edilen sabit tek üye geçici restorasyonların, birbirleriyle ve kendi aralarındaki internal ve marjinal uyumları değerlendirilerek, klinik kullanımlarının uygunluğunun araştırılmasıdır. Geçici kronların üretimi için öncelikle bir akril çene üzerinde ideal preperasyon kurallarına riayet edilerek akrilden maksiller 1. Molar diş üzerinde kesim yapıldı ve toplam 40 adet metal day üretildi. Daha sonra intraoral scanner ile taranan daylar CAD programına aktarılarak, geçici kron tasarlandı. CAD/CAM cihazı ile 20 adet, 3D yazıcı ile 20 adet olmak üzere toplamda 40 adet geçici kron üretildi. Örneklerin, marjinal ve internal uyumlarının değerlendirilmesi için silikon replika tekniği ile metal day ve geçici kronlar arasından ölçüler alındı. Optik mikroskop altında 40x magnifikasyon oranı ile fotoğraflandı. Her örnek kesiti bir ölçüm programı ile (Adobe Photoshop cc, Adobe, Microsoft) 18 farklı noktadan (P1-P18) ölçülerek, 3 farklı grup (marjinal, aksiyel, oklüzal) altında değerleri kaydedildi. İstatistik analizleri Student t testi ile incelendi. Gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamadı ($p > 0.05$). 3D yazıcılarda CAD/CAM sistemleri kadar hassas bir şekilde geçici kron üretmeye uygun görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: geçici, tek üye, CAD/CAM, 3D yazıcı, internal, marjinal uyum, eklemeli üretim

ABSTRACT

Evaluation of Temporary Crowns Fabricated with CAD/CAM and 3D Printers

Kırıkkale University

School of Dentistry

Department of Prosthetic, Master's Thesis

Supervisor: Assoc. Doc. Dr. Ali Can BULUT

Feb 2022, 87 pages

During the production of permanent restorations, the construction of temporary fixed restorations is an indispensable practice. Because the prepared tooth protects the pulpal and periodontal health of the teeth that are vulnerable due to the loss of hard tissues. This process is necessary in order to prevent the displacement of the teeth or soft tissues and to prevent the deterioration of the dental impression taken for the construction of the permanent prosthesis. Temporary restorations are applied to prevent discomfort such as pain and sensitivity that the patient may experience in an average of two weeks until the permanent prosthesis is made and to provide patient comfort. They also maintain function and aesthetics and serve as a guide for finalizing the permanent prosthesis. The aim of this study is to compare the internal and marginal fit of temporary fixed restorations produced with 3D printers and CAD/CAM devices, which are becoming more common and accordingly to evaluate the suitability of their clinical use. The maxillary first premolar plastic tooth was prepared by paying attention to the preparation rules and so a master model was obtained. A total of 40 metal dies were produced exactly the same as the master model. Then, dies scanned extraorally were transferred to the CAD program and the temporary crowns were planned. All temporary crowns samples had the same design. A total of 40 temporary crowns, 20 with the CAD/CAM device and 20 with the 3D printer, were produced. In order to evaluate the marginal and internal fit of the samples, firstly, measurements were made with the silicon replica technique between the metal die and temporary crowns. It was photographed under the light microscope (Axiovision) with a magnification rate of 40x. Then, each sample section (MD, BL) was measured from 18 different points (P1-P18) with a measurement program (Adobe Photoshop cc, Adobe, Microsoft) and grouped in 3 different regions (marginal, axial, occlusal) and evaluated. So there is no statistical difference found between the groups that analyzed statistically by Student t test and Levene test. 3D printers may seem also suitable for producing temporary crowns as precisely as CAD/CAM systems.

Keywords: Temporary, crown, internal, marginal, fit, 3D printing, CAD/CAM

ÖNSÖZ

Tüm uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin başlangıcından bitim aşamasına kadar değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren ve her zaman yanımda olan değerli tez danışmanım, Doç. Dr. Ali Can Bulut'a,

Çalışmam sırasında ve eğitim sürecimde tecrübe ve bilgilerini paylaştan, üzerimde çok fazla emeği bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli öğretim üyelerine,

Tez jürim olarak beni onurlandıran ve güler yüzünü esirgemeyerek yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Mustafa Ercüment Önder'e ve Dr. Öğr. Üyesi Almira Ada Diken'e,

Dostluklarını ve güler yüzlerini esirgemeyen çalışma arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimim süresince vatan için mücadelede belki de en zorlu şartlar altında çalışarak eşinden ve sevdiklerinden uzakta kalan fakat hiçbir zaman ilgisini ve sevgisini mahrum hissettirmeyen, değerli eşim, Yzb. Şevket Koray Yıldız'a,

Attığım her adımda bana destek olan ve bir anne babanın yapabileceğinden daha fazlasını yaparak bu hayattaki en büyük şanslarım olan anne ve babam Hacer Solmaz ve Abdullah Solmaz'a,

Yakınlığını ve desteğini her daim hissettiğim sevgili abim Burak Solmaz ve ailesine,

Laboratuvar aşamaları sırasında büyük bir hassasiyet ve titizlik göstererek yardımcı olan Osman Bulut ve Ahmet Enes Dilek'e,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle,

Teşekkürlerimi Sunarım...

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Sabit Geçici Restorasyonlar	1
1.1.1. Sabit Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması	3
1.1.1.1. Sabit Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan	
Malzemelerin Üretim Şekline Göre Sınıflandırılması.....	5
1.2.1. Eksiltmeli Üretim (Frezeleme).....	13
1.2.1.1. CAD/CAM Cihazlarının Dental Sahada Kullanıma	
Başlaması.....	13
1.2.1.2. Frezeleme Sistemleri Çeşitleri.....	14
1.2.1.3. CAD/CAM Sisteminin Çalışma Prensipleri.....	15
1.2.1.4. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları.....	16
1.2.1.5. Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları:.....	17
1.2.2. 3D Yazıcılar	17
1.2.2.1. 3D Yazıcıların Dental Sahada Kullanıma Başlaması.....	18
1.2.2.2. 3D Yazıcıların Üretim Basamakları	20
1.2.2.3. 3D Yazıcı Sistemleri Çeşitleri.....	21
1.2.2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Üç Boyutlu Yazıcıların	
Özellikleri.....	25
1.2.3. Kombine Sistemler	27
1.3. Marjinal ve İnternal Uyum	27
1.3.1. Klinik Olarak Kabul Edilebilir Marjinal Boşluk Miktarı.....	29
1.3.2. Marjinal Uyum Değerlerini Etkileyen Faktörler	30
1.3.3. Marjinal Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler	30
1.3.3.1. Direk Ölçüm Yöntemi	30
1.3.3.2. X Ray Bilgisayarlı Mikro Tomografi Yöntemi (Mikro CT)	31

1.3.3.3. Kesit Alma Yöntemi (Cross-Sectioning Method)	31
1.3.3.4. Profil Projeksiyonu	31
1.3.3.5. Dijital Mikrometre	31
1.3.3.6. Dijital Görüntü Analizi Dizisi (DIAS)	31
1.3.3.7. Üçlü Tarama Protokolü (Superimposition Method).....	31
1.3.3.8. Silikon Replika Metodu	32
2. MATERYAL VE YÖNTEM.....	37
2.1. Master Model ve Metal Dayların Elde Edilmesi.....	37
2.2. Üretilen Metal Dayların Akrile Gömülmesi.....	38
2.3. Geçici Kron Üretimi	38
2.4. Silikon Replikaların Elde Edilmesi	42
2.5. Ölçümlerin Yapılması	45
3. BULGULAR.....	48
3.1. İstatistiksel Analiz Yöntemi	48
3.2. Üretim Sistemlerinin Kendi Aralarında Değerlendirilmesi.....	48
3.2.1. Genel ortalamalarına göre karşılaştırma ve tanımlayıcı İstatistik	48
3.2.2. Levene testi ile Homojeniteye Bakılması.....	49
3.2.3. Student T-Testi	50
4. TARTIŞMA	53
4.1. Marjinal ve İnternal Uyum Alanında Yapılmış SLA Araştırmaları.....	56
4.2. Çalışmamızda Seçilen Ortam	58
4.3. Dış Preperasyonu.....	58
4.4. Siman Aralığı	60
4.5. Baskı Yönü	62
4.6. Tabaka Kalınlığı ve Merdiven Etkisi	63
4.7. Silikon Replika Yönteminin Değerlendirilmesi	65
4.8. Uygulanan Kuvvet.....	67
4.9. Ölçüm Sayısı ve Model Sayısı	68
4.10. Ölçümlerin Yapılması	70
4.11. Marjinal Boşluk Miktarı.....	71
5. SONUÇLAR	73
KAYNAKLAR	74
ÖZGEÇMİŞ.....	87

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. CAD/CAM ve geleneksel yöntemle üretimin evreleri. (Palin ve Burke, 2005)'den uyarlanmıştır.....	15
Çizelge 1.2. Eklemeli üretimin dental sahadaki kullanım alanları	18
Çizelge 3.1. CAD/CAM ve 3D yazıcıda üretilen örneklerin marjinal, aksiyel, ve oklüzal bölgedeki ortalama ve standart sapma değerleri	48
Çizelge 3.2. Marjinal, aksiyel ve oklüzal bölgelere ayrılan grupların homojenliğinin, Levene testi ile değerlendirilmesi.....	49
Çizelge 3.3. Marjinal, aksiyel ve oklüzal bölgelere ayrılan grupların Student t testi ile değerlendirilmesi.....	50

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Vita CAD-Temp blokları.....	10
Şekil 1.2. Elmas frezler ve ince cross-cut tungsten karbit frez.....	10
Şekil 1.3. Telio CAD-Temp blok örneği.....	11
Şekil 1.4. Farklı renklerdeki PEEK blokları	11
Şekil 1.5. FREEPRINT Temp (DETAX, Germany) rezin materyali	12
Şekil 1.6. FDM 3D baskı teknolojisinin şematik bir gösterimi	22
Şekil 1.7. Stereolitografi işleminin şematik gösterimi. İnşa edilen parça, yüzeyden yansıyan lazer ışını ile sıvı fotopolimer banyosunda kürlenir.	23
Şekil 1.8. DLP 3D baskı teknolojisinin şematik bir gösterimi	24
Şekil 1.9. MSLA 3D baskı teknolojisinin şematik bir gösterimi	25
Şekil 1.10. İç rehber yöntemiyle hazırlanmış silikon replika örneği	33
Şekil 2.1. Prepare edilen plastik diş ve kullanılan frezler.....	37
Şekil 2.2. Hazırlanan metal daylar	38
Şekil 2.3. Metal dayların akrile gömülmesi	38
Şekil 2.4. İntraoral tarayıcı ve yansıma önleyici beyaz sprey.....	39
Şekil 2.5. ExoCAD programı ile üretime hazırlanan geçici kron tasarımı	39
Şekil 2.6. ExoCAD programında ayarlanan parametreler	39
Şekil 2.7. Yazıcıda kullanılan basım parametreleri	40
Şekil 2.8. Basılmaya hazır geçici kron tasarımları	40
Şekil 2.9. Phrozen sonic mini 4K DLP cihazı	41
Şekil 2.10. Anycubic wash and cure cihazı	41
Şekil 2.11. Metal daya adapte edilen akıcı kıvamdaki silikon ve geçici kron.	42
Şekil 2.12. Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2, Willytech, Germany).....	42
Şekil 2.13. 5 kg kuvvet altında sertleştirilen akıcı kıvamdaki silikon	43
Şekil 2.14. Metal dayın üzerinde kalan silikon replika.....	43
Şekil 2.15. Koyu kıvamlı bir silikon ile silikon replikanın desteklenmesi	43
Şekil 2.16. Çıkarılan silikon relika örnekleri	44
Şekil 2.17. İnternal rehberin Autodesk Meshmixer programında tasarlanması.....	44
Şekil 2.18. 3D yazıcıda basılan yarım kron ve tutamaçla birleştirilmesi.....	44
Şekil 2.19. Örneklerin MD ve BL olarak kesilmesi.....	45
Şekil 2.20. Değerlendirilen bölgeler: marjinal, aksiyel ve oklüzal bölge.....	45

Şekil 2.21. Ölçümlerin yapıldığı noktalar (P1-P18)	46
Şekil 2.22. Bir rehber önderliğinde alınan stereomikroskop görüntüleri.....	47
Şekil 3.1. Gruplar arası ortalama değerlerin çizgisel grafikte karşılaştırılması.....	51
Şekil 3.2. Gruplar arası ortalama değerlerin sütun grafiği üzerinde karşılaştırılması	52



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzdelik
&	: Ve
<	: Küçüktür
>	: Büyüktür
°	: Derece
µm	: Mikrometre
3D	: 3 boyutlu (3 dimensional)
3DP	: Toz bazlı bir 3D baskı tekniği
ADA	: American Dental Association
ASTM	: American Society for Testing and Materials
CAD	: Bilgisayar Destekli Dizayn/Tasarım (Computer Aided Design/Drafting)
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
CE sertifikası	: Avrupa uyumluluğu sertifikası
CNC	: Sayısal kontrol (Computer numerical control)
Cr-Co	: Krom-kobalt
Dk	: Dakika
DLP	: Dijital ışık projeksiyonu, Digital Light Processing
DMLS	: Direkt metal lazer sinterleme
DMLS	: Direkt metal sinterleme
EBM	: Elektron ışını eritme
EÜ	: Eklemeli üretim (AM-additive manufacturing)
FDA	: Birleşik Devletler Gıda ve İlaç Dairesi (U.S. Food and Drug Administration)
FDM	: Malzeme ekstrüzyonu
FDP	: Sabit dental protezler (fixed dental prothesis)
HA	: Hidroksiapatit
LCD	: Sıvı Kristal Ekran (Liquid Crystal Display)
MFJ	: Multijet eritme
Mm	: Milimetre
MRP	: Microfilled Reinforced Polyacrylate

N	: Newton
p	: Anlamlılık düzeyi
PEMA	: Polietil metakrilat
PMMA	: Polimetil metakrilat
RP	: Hızlı prototipleme
SFF	: Katı bağımsız form üretim (solid freeform fabrication)
SL	: Stereolitografi
SLA	: Stereolitografi cihazı (stereolitografi aparatı)
SLM	: Seçici lazer eritme
SLS	: Seçici lazer sinterleme



1. GİRİŞ

Geçici protezler, protez terimleri sözlüğünde şu şekilde tanımlanmıştır:

Geçici protez: Genellikle belirli bir tedavi planının terapötik etkinliğinin veya planlanan daimi protezin formunu ve fonksiyonunun belirlenmesine yardımcı olmak için kullanılan, estetiği, stabilizasyonu ve/veya fonksiyonu sınırlı bir süreliğine idame etmek için tasarlanmış sabit veya hareketli bir diş protezi veya çene-yüz protezleridir (Driscoll vd., 2017).

Diş hekimliğinde geçici restorasyonlar 1930'lu yıllardan beri kullanılmaktadır (Prasad, Shetty, Alva ve Prasad, 2012; Burduroğlu, 2015). Geçici restorasyonlar yapılırken farklı materyaller ve farklı yöntemler kullanılmaktadır. Materyal seçimi genellikle hastanın geçicisini ne kadar süre kullanacağına bağlıdır. Restorasyon yapılma süresi ve yapılan preparasyon ya da implant üstü restorasyon olmasına bağlı olarak da hem materyal hem de yapılma yöntemlerinde değişiklik olmaktadır. Klinikte yoğun olarak geleneksel yöntem ya da CAD/CAM sistemleri kullanılırken materyal olarak da genellikle PMMA kullanılmaktadır. Son yıllarda piyasada bulunan 3D yazıcılar ve geliştirilen rezinler klinisyenler için yeni bakış açıları oluşturmuştur.

1.1. Sabit Geçici Restorasyonlar

Sabit geçici restorasyonlar, veneer, inley, onley, kron, köprü ve implant üstü restorasyonlar gibi dental prosedürlerde kullanılırlar (Burke, Murray ve Shortall, 2005; Givens, Neiva, Yaman ve Dennison, 2008).

Daimî restorasyonun üretimi sırasında, diş sert dokularındaki kayba bağlı olarak, savunmasız kalmış prepare edilmiş dişlerdeki pulpal ve periodontal sağlığın korunmasını sağlar.

Dişlerin ve/veya dişetinin yer değiştirmesini önler böylece esas protezin yapımı için alınan daimî ölçü uyumu bozulmaz, daimî protez başarısızlığına engel olur.

Geçici restorasyonların her ne kadar kısa dönem için kullanılacağı düşünülse de kimi durumlarda daimî protezlerden önce, daimî protezi başarısızlığa uğratmamak adına veya hastanın değişimlere adaptasyonu sağlayabilmek amacıyla uzun dönem kullanılmaları gerekebilir. Örneğin; hastanın ortodontik, endodontik veya periodontal tedavileri sürüyorsa, full mouth rehabilitasyonlarda, oklüzal ilişkilerin yeniden

oluşturulmasında, anterior rehberlikte ve dikey boyutun değiştirilmesinin planlandığı olgularda, düzensiz okluzyon düzlemi sergileyen hastalarda, laboratuvar gecikmelerine bağlı olarak veya çeşitli iş durumlarından doğan sarkmalar sebebi ile kullanılabilirler (Burduroğlu, 2015; Gupt vd., 2017; Dureja vd., 2018; Kim, Kim, Kim ve Kim 2018).

Ayrıca daimî protez yapılarına kadar hastanın yaşayabileceği ağrı, hassasiyet gibi rahatsızlıkların önüne geçilebilmesi için vazgeçilmemesi gereken bir uygulamadır.

Geçici restorasyonlar fonksiyon ve estetiği idame ederler ve daimî protez son halini almadan önce, bir rehber görevi görerek, yapılacak olan protezin hastanın biyomekanik, fizyolojik ve estetik gereksinimlerini karşılayıp karşılamadığını değerlendirmeye yardımcı olurlar. Restorasyonun rengine, şekline ve konturuna karar vermede önemli bir fayda sağlarlar. Geçici restorasyon hasta ve hekimin beklentilerini karşılıyorsa, daimî restorasyon yapımında teknisyenin yol haritası bellidir (Behrend, 1967; Givens vd., 2008; Burduroğlu, 2015; Katreva vd., 2016; Gupt vd., 2017; Özçelik, Yılmaz, şeker ve Shah, 2018; Molinero-Mourelle vd., 2018).

Yine dişeti konturu veya lokalizasyonunda değişiklik yapılması düşünöldüğünde de tanı aracı olarak kullanılırlar (Simeone ve Pilloni, 2004). Uygun marjinal uyuma sahip geçici restorasyonlar sağlıklı gingival dokuların devamlılığına yardımcı olup, preparasyon sırasında hasar görmüş gingival dokuların iyileşmesini hızlandırır (Burduroğlu, 2015).

Tüm bunlara rağmen geçici kelimesi önemsiz bir aşamayı çağrıştırdığı için hekimlerin dikkatinden kaçabilir. Bu da daimî restorasyonun başarısını tehlikeye atmak demektir. Aynı zamanda uygun olmayan bir geçici restorasyon, tekrarlamalara bağlı olarak emek, vakit ve maddi kayba veya hastada çeşitli rahatsızlıklara yol açacaktır (Burduroğlu, 2015; Karaokutan, Sayın ve Kara, 2015).

İdeal geçici kronların özellikleri çeşitli yayınlarda aşağıdaki gibi belirtilmiştir:

- 1- Doku dostu olması, periodontal dokulara zarar vermemesi,
- 2- Isı iletimine ve marjinal sızıntılara engel olarak pulpayı koruması,
- 3- Toksik ve alerjik reaksiyonlara sebep olmaması,
- 4- Konturlarının uygun olması ve iyi marjinal uyum göstermesi,
- 5- Bakteriyel plak tutulumu oluşturmaması,
- 6- Kolay temizlenebilir olması,
- 7- İyi bir retansiyon ve stabilitesi olması,
- 8- Kaybolan çiğneme fonksiyonunu ve fonasyonu kazandırabilmesi,
- 9- Boyutsal stabilitesini extraoral ve intraoral olarak koruyabilmesi,
- 10- Prepare edilmiş dişlerin stabilizasyonunu sağlaması
- 11- Isı iletimine engel olması,
- 12- Oklüzal kuvvetlere karşı koyabilmesi,
- 13- Ekonomik olması,
- 14- Yapımının pratik olması,
- 15- Estetik olması,
- 16- Renk stabilitesi,
- 17- Mekanik olarak dirençli olması,
- 18- İyi bir oklüzal uyuma sahip olması

Ortodontik hareketlere ve eklem rahatsızlıklarına neden olmaması geçici kronlardan beklenen özelliklerdir (Bağış, Basmacı, Ustaömer ve Özen 2006; Burke vd., 2005; Burduroğlu, 2015; Kim vd., 2018; Dureja vd., 2018; Gupt vd., 2017).

1.1.1. Sabit Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

Sabit geçici restorasyonlar üretim şekillerine, yapımlarında kullanılan materyale ve polimerizasyon tiplerine göre çeşitli şekilde sınıflandırılırlar.

🚦 Sabit Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan Malzemelerin Üretim Şekline Göre Sınıflandırılması:

❖ Prefabrike Geçici Kronlar (Hazır kronlar):

- Metal anatomik kronlar (Alüminyum ve çelik)
- Selüloz asetat kronlar (strip kronlar)
- Polikarbonat kronlar (3M Espe)
- Işıkla sertleşen kompozit bazlı prefabrike kronlar (3M Espe Protemp)

❖ Kişiyi Özel Geçici Restorasyon Materyalleri:

- Polimetilmetakrilat (PMMA) (Vita acrylics, Temporary bridge resin)
- Polietilmetakrilat (PEMA) (Bosworth trim II)
- Polivinilmetakrilat
- Bis-akril kompozit rezin (Quicktemp protemp II, Acrytemp Zhermack Italy)
- Ürethan dimetakrilat (UDMA) (Povipont DC Unifast LC)

Kişiyi özel geçici restorasyon materyalleri;

- Direkt Teknik
- Direkt/İndirekt Teknik
- İndirekt Teknik ile üretilebilirler.

❖ CAD/CAM Kazıma Teknolojisinde Kullanılan Geçici Restorasyon Materyalleri

- Kompozit esaslı ve akrilik esaslı materyal blokları
- PEEK bloklar

❖ CAD/CAM Eklemeli Üretim Teknolojisinde kullanılan Geçici Restorasyon Materyalleri

- Işıkla polimerize olan rezinler

(Boberick ve Bachstein, 1999; Bağış vd., 2006; Burke vd., 2005; Burduloğlu, 2015; Peñate, Basilio, Roig ve Mercade, 2015; Tom vd., 2016).

🚦 Geçici Restorasyon Materyallerinin Polimerizasyon Tiplerine Göre Sınıflandırması:

❖ Kimyasal olarak aktive olan otopolimerizan akrilik rezinler

- ❖ Isı ile aktive olan akrilik rezinler
- ❖ Işık ile aktive olan rezinler
- ❖ Dual yani hem ısı hem ışıkla aktive olan rezinler (Burduröğlü, 2015; Heboyan vd., 2019).

1.1.1.1. Sabit Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan Malzemelerin Üretim Şekline Göre Sınıflandırılması

❖ Prefabrike Geçici Kronlar (Hazır kronlar):

Çeşitli şekil ve boyutlarda üretilmişlerdir. Bazıları doğal diş benzer anatomik özelliklere sahiptir bu şekilde olanlar daha az düzeltme ve adaptasyon gerektirirler de genel olarak kayda değer bir uyumlamaya gerek duyulur. Sadece tek diş için kullanılabilirler. Önceden şekillendirilmiş kronlar polikarbonattan veya akrilikten üretilir. Marjinal uyum ve oklüzal uyumlandırılmaların yapılmasının ardından close-fit (sıkı kapamanın) sağlanması için kendiliğinden sertleşen bir akrilik rezin ile doldurulmaları gereklidir.

Önceden şekillendirilmiş metal kronlar estetik kaygılardan ötürü sadece arka grup dişler için kullanılabilirler. Yapımlarında alüminyum, nikel-krom veya paslanmaz çelik kullanılabilir. Alüminyum kronlar, ideal marjinal uyumun sağlanabilmesi için genellikle bükülüp kıvrılarak uyumlandırılmayı ve polisaj yapılmasını gerektirirler. Bu şekilde kronların deformasyonu da kolay gerçekleşeceğinden ancak kısa dönem için kullanılmaları mümkündür. Metal prefabrik kronlar ise elde edilmesi istenen diş uygun hale getirilmeleri için uygun kron seçildikten sonra, kole bölgesi makasla kesilerek uyumlandırılır ve oklüzal düzenlemelere gerek duyarlar. Yine sıkı kapamanın sağlanması için self-cure akrilik rezin ile doldurulmalıdırlar, fakat rezinle güçlendirilmiş çinko oksit ojenol siman karışımının kalınlığına, restorasyonun retansiyonu için de ihtiyaç vardır. Ayrıca bu tür kronların en büyük handikapı önceden var olan kron şeklinden ötürü proksimal ve oklüzal uyumlandırmaların yapılmasının gerekliliğidir (Boberick ve Bachstein, 1999; Burke vd., 2005; Bağış vd., 2006; Tom vd., 2016).

❖ Kişiyi Özel Geçici Kronlar

Polimetil metakrilat (PMMA) reçineler ve kompozit bazlı reçineler, geçici sabit diş protezi üretmek için kullanılan en çok malzemelerdir.

Geçici restorasyon yapımında kullanılan PMMA veya kompozit bazlı reçineler içerdikleri monomer bileşimine bağlı olarak farklı fiziksel özelliklere sahiptir. Monomer çeşitleri, ekzotermik reaksiyon, polimerizasyon büzülmesi, marjinal uyum, periodontal reaksiyonlar, renk stabilitesi ve kırılma dayanımı gibi konularda farklı etkilere sahiptir (Karaokutan vd., 2015).

• **Polimetil metakrilat (PMMA):** İyi bir estetik görünümü vardır ve metakrilat rezinler içerisindeki en güçlü materyaldir fakat polimerizasyon büzülmesi dezavantajdır. Bu sonrasında yapılan düzeltmeler esnasında, hasta başında geçirilen vakti artırırken ekzotermik polimerizasyon reaksiyonu sırasında açığa çıkan ısı da pulpa için zararlıdır. Ayrıca mevcut olan serbest monomer, pulpa ve dişeti hasarına neden olabilir. Yapımı esnasında bir hidro-flask kullanılması artık monomer miktarını ve poroziteyi önemli miktarda azaltacaktır fakat bu da ekstra uğraş, maliyet ve zaman gerektirir. Restorasyonun kırılma direncini artırmak için metal tel, dökme metal ogmentasyonu, çeşitli elyaf türleri (cam, karbon, polietilen, vb.) kullanılabilir. Pontiğin mezialden distal ucuna kadar oklüzal orta üçlü bölgesi fiberin yerleştirilmesi için en uygun yerdir (Burke vd., 2005; Peñate vd., 2015; Tom vd., 2016).

• **Polietil metakrilat (PEMA):** Polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon sırasında açığa çıkan ısı PMMA'lara göre daha azdır. Fakat aşınma direnci, gücü ve renk stabilitesi iyi değildir. Yüzey bitim işlemleri renk stabilitesini arttırsa da polisajı yapılmamış restorasyonlar polisajlı olanlara göre daha çabuk kararır. Renk aralıkları Trim II gibi markalar için mevcutken, diğer markalar sadece açık ve koyu tonlara sahiptir (Tom vd., 2016).

• **Bis-akrilik kompozit rezinler (Bis-GMA):** Kompozit rezin grubundan olan materyalin otopolimerizan, dual-cure ve görünür ışıkla polimerize olan türleri mevcuttur. Akrilikolan geçici materyallere göre çeşitli üstünlüklere sahiptir (Prasad vd., 2012).

Diğer geçici rezinlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi ve daha iyi marjinal uyum gösterirler, daha az ekzotermik oldukları için pulpa irritasyonu oluşturulmaması açısından daha güvenlidirler. Fiziksel özellikleri yeterlidir. İnce kesitlerde kırılırlar fakat her ne kadar üretilen ilk versiyonlarında kırılma dayanımları daha fazla ise de daha sonra kırılma dayanımları artırılmıştır. Mikrosertlikleri ve

aşınma dirençleri geleneksel PMMA materyallerine göre daha iyidir. Kolayca ek yapılabilir. Avantajları: düşük polimerizasyon büzülmesi, iyi bir marjinal uyum, minimum koku ve tat, çabuk sertleşmesi ve kolay trimlenebilmesidir. Dezavantajları ise; kırılabilirliği, maliyeti ve birkaç renk tonunun bulunmasıdır. Yüzeyde polimerize olmayan bir tabaka kalır ve alkol ile çıkarılması gerekir ve bu geçici lekelenmeyi azaltacaktır. Piyasadaki markalarına göre çeşitli renk tercihleri bulunabilir. Örneğin; Protemp Garant 3 (3M ESPE, Germany) Vita skalasında 4 renge sahiptir (Burke vd., 2005; Tom vd., 2016).

- **UDMA:** Işıkla sertleşir, iyi mekanik özelliklere ve iyi renk stabilitesine sahiptir. Diğerlerine göre daha çok renk tonu seçeneği sunar, ayrıca daha az polimerizasyon büzülmesi olduğu için marjinal uyum iyidir.

Operatörün çalışma zamanına üzerinde hakimiyetini sağlarlar. Fakat pahalıdır. Ayrıca malzemenin kürlenmesi sırasında kullanılan şeffaf splint için ekstra masraf ve zaman gerektirir. Örneğin, Provipoint DC. (Burke vd., 2005; Tom vd., 2016).

Kişiyi özel geçici kronlar üretim şekillerine göre:

-Direkt Teknik

-Direkt/ İndirekt Teknik

-İndirekt Teknik şeklinde sınıflandırılabilirler.

➤ **Direkt Teknik**

Hasta başında preparasyonun hemen sonrasında pratik bir şekilde geçici yapımına imkân tanıyan bir tekniktir. Replika tekniği ile preparasyon öncesinde bir ölçü materyali (aljinat, silikon) ile ölçü alınarak hastanın doğal dişinin bir negatifi elde edilir ve dişler prepare edildikten sonra bu ölçü kalıp olarak kullanılır veya benzer bir şekilde operasyon öncesi alınan ölçüden model edilir ve bir splint (çoğunlukla vakumla şekillenen polietilen) ile dişlerin negatifi elde edilir. Bu şekilde formunu elde etmek istediğimiz dişlerin kalıbı hazırlanmış olur. Daha sonra diş renginde bir rezin ile elde edilen kalıp içindeki boşluk doldurulur ve ağza yerleştirilir, rezin sertleştikten sonra kalıp ağızdan çıkarılır, diş formundaki rezin üzerindeki fazlalıklar ve artıklar trimlenir, polisajı için düşük viskoziteli doldurucusuz bir rezin (örn: Biscover) ile parlatma işlemi yapılabilir (Burke vd., 2005).

Direkt geçici restorasyonlar mekanik dayanım, yüzey dokusu ve uyum ile ilgili konularda bazı eksikliklerle ilişkilidir; belirli karıştırma prosedürleri ve ölçünün aşırı doldurulması, mekanik dayanıklılıklarını tehlikeye atan pörozitelere yol açabilir. Ayrıca eğilme dayanımları düşüktür.

Geçici restorasyonlar üretiminde kullanılan CAD/CAM teknolojileri bu sorunlardan bazılarını çözebilir; optimum koşullar altında kürlenmiş reçine esaslı boşluklar, artan mekanik dayanıklılık sergileyerek açığa çıkan pöroziteleri önler.

CAD/CAM ile üretilen geçici restorasyonlar, hasta başında geçirilen süreyi azaltır ve üstün sonuçlar üretir (Karaokutan vd., 2015).

Pre-operatif oklüzal kontakların ve diş şeklinin replike edilmesine imkân tanır.

Yapılan geçici kronların sıkı uyumuna (close-fit) imkân tanır (Regish, Sharma ve Prithviraj, 2011).

➤ **Direk/İndirekt Teknik:**

Daha az sıklıkla kullanılan bir tekniktir. Preparasyon öncesinde ölçü alınır ve saklanır. Daha sonra dişler prepare edilir ve prepare edilmiş dişlerin ölçüsü alınarak çabuk sertleşen bir alçı ile model elde edilir. Model hazırlandıktan sonra alınan ilk ölçünün içine rezin konularak model üzerine uygun şekilde yerleştirilir ve polimerizasyon gerçekleştirildikten sonra çıkarılır ve bitim işlemleri uygulanır. Bu tekniğin en büyük avantajı direkt tekniğin aksine rezin materyalin kötü koku ve tadı ve polimerizasyon sırasında açığa çıkan ısıdan kaçınılmasıdır. En büyük dezavantajı direkt tekniğe göre daha çok zaman almasıdır (Boberick ve Bachstein, 1999; Burke vd., 2005).

➤ **İndirekt Teknik (Laboratuvar Yapımı)**

Ek maliyet ve yardımcı personel gerektiren laboratuvar işlemlerine rağmen uzun dönem kullanılacak olan geçici restorasyon yapımında avantajlıdır. Daha estetikler. Isıyla veya ısı/ışıkla sertleşen materyallerin her ikisi de dayanıklılık açısından daha iyidir. İstenen şekil, boyut ve görünümde diş yapımına olanak tanır (Boberick ve Bachstein, 1999; Burke vd., 2005).

❖ CAD/CAM Kazıma Teknolojisinde Kullanılan Geçici Restorasyon Materyalleri

CAD/CAM geçici kron materyalleri, yüksek mukavemetleri nedeniyle aşındırma işlemine dayanabilirler. Geçici restorasyonların hasta başı üretim süresini azaltırlar.

Geleneksel geçici malzemeleri, CAD/CAM sistemleriyle birlikte kullanılamaz; CAD/CAM geçici kron materyalleri farklı renk seçeneklerinde 2 ve 5 akslı kazıyıcılar için blok ve disk şekillerinde bulunmaktadır.

CAD/CAM sistemleri hasta başında direkt metodla geleneksel üretimin beraberinde getirdiği daha önce de bahsedilen mekanik zayıflıkları giderir.

CAD/CAM geçici kronların, özellikle termal döngü sonrasında, direkt imal edilmiş bis-akril kompozit kronlardan bile daha güçlü olduğu ve daha iyi marjinal doğruluk sergilediği gösterilmiştir (Abdullah, Tsitrou ve Pollington 2016; Dureja vd., 2018).

CAD/CAM sistemiyle kullanılabilecek çeşitli yeni geçici bloklar mevcuttur.

• Kompozit Esaslı ve Akrilik Esaslı CAD/CAM Materyalleri

Çapraz bağlantılı polimetil metakrilat materyali (PMMA) (Telio CAD, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), uzun süreli geçici restorasyonların üretimi için kullanılması uygun olan, yüksek oranda çapraz bağlantılı akrilat polimerden yapılmış kompozit malzemedir Vita CAD-Temp (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve en sık tercih edilen CAD/CAM geçici kronlara örnek gösterilebilir (Burduröğlu, 2015; Abdullah vd., 2016).

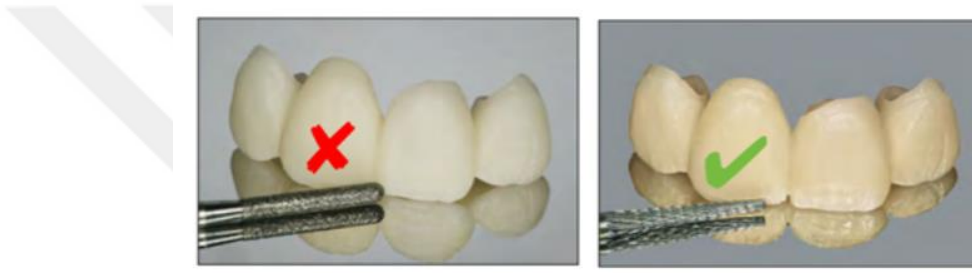
➤ Vita CAD-Temp:

Homojen, yüksek molekülü ve çapraz bağı akrilat polimerden oluşun bloklardır. %83–86 PMMA'dan oluşurlar. Fiber içermeyler, yapısında doldurucu olarak %14 oranında silika (SiO₂) mikro partikülleri vardır. Bu inorganik mikro doldurucular ağı yapının içersine polimerize olurlar ve tamamen homojen bir yapı oluştururlar. Bu özel yapı Vita tarafından MRP (Microfilled Reinforced Polyacrylate) materyali olarak anılmaktadır (Burduröğlu, 2015).



Şekil 1.1. Vita CAD-Temp blokları

Üretici önerisine göre; CAD/CAM 'de üretilen restorasyon üzerinde frez ile bir işlem yapılacaksa ince cross-cut tungsten karbit frez kullanılmalıdır; elmas frezler restorasyon yüzeyinde beyaz noktalar oluşmasına sebep olabilir. Fakat bu noktalar tungsten karbit frez ile üzerinden geçildiğinde kolayca giderilecektir.



Şekil 1.2. Elmas frezler ve ince cross-cut tungsten karbit frez

➤ Telio CAD-Temp

Telio CAD-Temp (Ivoclar Vivadent, Germany) %99,5 PMMA, pigmentler (%<1) içeren polimetil metakrilat materyallerdir. Telio CAD içeriğinde Vita CAD den farklı olarak doldurucu bulunmamaktadır.

Endüstriyel polimerizasyon sayesinde bloklar yüksek homojeniteye sahiptir.

CAD/CAM PMMA malzemesi, direkt tekniklerle yapılan diğer PMMA gruplarına göre daha uygun bir geçici malzemedir (Karaokutan vd., 2015).

En fazla 12 ay kullanıma uygun tek üye restorasyonlar, implant üstü geçici kronlar, iki gövdeli köprüler ile ve TME rehabilitasyonunda kullanılacak olan geçici restorasyonlar için uygun endikasyona sahiptir (Burduröğlu, 2015).



Şekil 1.3. Telio CAD-Temp blok örneği

- **Polietereterketon (PEEK) Esaslı CAD/CAM Materyali**

Polietereterketon (PEEK); yüksek performanslı polimerlerden poliaril eter keton grubundan bir polimerdir. Keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış aromatik polimer moleküler zincir yapısında yarı kristal bir termoplastiktir, biyouyumludur ve metal rekonstrüksiyonlara kıyasla doğal diş renginde bir görünüme sahiptir (Stawarczyk vd., 2013).



Şekil 1.4. Farklı renklerdeki PEEK blokları

PEEK'in ortopedik uygulamalarda titanyumun yerini alabilecek mükemmel bir materyal olduğu gösterilmiştir. Diş hekimliğinde ise beyaz rengi, düşük özgül ağırlığı ve uygun mekanik özellikleri sayesinde özellikle protetik işlemlerde tercih edilen bir materyaldir. Protetik diş hekimliğinde hareketli protez yapımında, implant materyallerinde, geçici restorasyonlarda, implant destekli bar veya kroşe malzemesi olarak kullanılabilir. Ayrıca, PEEK dental frezler ile kolayca şekillendirilebilir. Bununla birlikte, estetik açıdan, düşük yarı saydamlığı ve grimsi pigmentasyonu nedeniyle hala venerleme gerektirmektedir (Özden ve Demir, 2020).

PEEK, CAD/CAM geçici kron-köprü materyali olarak kullanıldığında yüksek kırılma direnci, düşük internal ve marjinal aralık değerleri göstermiştir

Ön bölge estetik restorasyonlarda PEEK'in grimsi kahverengi rengi nedeniyle monolitik olarak kullanılamayacağı bu nedenle de kompozit gibi daha estetik materyallerle birlikte kullanılması gerektiği belirtilmiştir (Özden ve Demir, 2020).

Örneğin; (Invibio Biomaterial Company, UK).

❖ CAD/CAM Eklemeli Üretim Teknolojisinde kullanılan Geçici Restorasyon Materyalleri

Dental geçici restorasyonlar üretmek için en yaygın kullanılan EÜ yöntemleri stereolitografi (SLA) ve malzeme jetleme (MJ) teknolojileridir (Revilla-León, Meyers, Zandinejad ve Özcan, 2018). Stereolitografi cihazlarıyla geçici restorasyon üretiminde, kullanılan cihazın ışık spektrumu ile uyumlu, CE sertifikalı ve/veya FDA onaylı, biyouyumlu reçineler kullanılır. Marka çeşidine göre çeşitli sayıda renk seçenekleri mevcuttur.



Şekil 1.5. FREEPRINT Temp (DETAX, Germany) rezin materyali

Ürün 3D yazıcıdan çıktıktan sonra, yapısına göre çeşitli termal, kimyasal, cila veya polisaj gibi bitim işlemleri uygulanır (Wang vd., 2014).

Piyasada bulunan bazı 3D baskılı, uzun dönem kullanıma uygun kron/köprü geçici malzeme markaları şunlardır; VeroGlaze MED620 (Stratasys, İsrail), FREEPRINT Temp (DETAX, Germany), NextDent C&B (Vertex Dental, Netherlands), Temporis (DWS, Italy), E-dent 100/400 (Envisiontec, Inc., USA).

CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri son derece yetkin diş laboratuvarı teknolojilerinden birisidir. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM, üretim metodu açısından eksiltmeli üretim ve eklemeli üretim olmak üzere 2'ye ayrılır. Ancak dental sahada öncelikli olarak

yaygın kullanımlarından ötürü CAD/CAM denince akla eksiltmeli üretim (frezeleme) gelmektedir.

CAD/CAM ve 3D yazıcı gibi dijital aygıtların giderek geleneksel yöntem ile üretimin yerini alacağı şüphe götürmez bir gerçektir. Gelecekte uzmanların sadece CAD/CAM sürecinin görselleştirme bölümünde kontrolleri ve katılımları yeterli olacaktır.

1.2.1. Eksiltmeli Üretim (Frezeleme)

Bir CAD/CAM sistemi, tarama, tasarım ve frezeleme olmak üzere temel olarak 3 basamaklı bir süreç zincirinden oluşur. Tarama cihazı, hazırlanan dişlerin şeklini voksellere (3 boyutlu bilgi birimleri) dönüştürür. Daha sonra operatör, bilgisayarı kullanarak bir restorasyon şekli tasarlar, son olarak tasarlanan restorasyon, seçilen uygun bir restorasyon materyalinden freze cihazı ile kazınarak üretilir (Jain, Takkar, Jain, Takkar ve Deora, 2016).

1.2.1.1. CAD/CAM Cihazlarının Dental Sahada Kullanıma Başlaması

Zaman içinde CAD/CAM cihazlarının gelişimine bakacak olursak;

1971- Duret, diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisini tanıtmış ve ağız içi preparasyonun, optik izlenimi yardımıyla fonksiyonel şekle sahip kronlar üretmiştir. Üretim sayısal olarak koordine edilen bir freze makinesinde yapılmıştır.

Duret tarafından geliştirilen Sopha sistemi, mevcut dental CAD/CAM'in geliştirilmesinde bir dönüm noktası olmuştur.

1983- İlk dental CAD/CAM restorasyonu üretildi.

1979- Heitlinger ve Rodder, kron, inley ve pontik yapmak için alçı modelin eş değerini frezeledi.

1980'lerde Moermann ve Brandestini CEREC sistemini geliştirmişlerdir. CEREC sistemi "CHAIRSIDE ECONOMICAL RESTORATION OF ESTHETIC CERAMIC" baş harflerinden ismini almıştır, hasta başında estetik restorasyonun ekonomik üretimi anlamına gelir.

Bu sistem ile gerçek bir yenilik elde edilmiştir çünkü tek günde restorasyon yapılması mümkün hale gelmiştir. Prepare edilen inley kavitenin ölçümü, hasta

başında direkt olarak ağız içi kamera ile taranmış ve bir bilgisayar yardımıyla restorasyon tasarlanarak, klinikte bulunan cihaz ile seramik bloktan inley kazanmıştır.

1994- Siemens Corporation tarafından 2. nesil CEREC (2) sistemi geliştirilmiştir.

1999- Sirona (Benheim, Almanya) tarafından 3. nesil CEREC (3) sistemi geliştirilmiştir. CEREC (3) sistemi, üç boyutlu ağız içi kamera, tasarım programı ve frezeleme ünitesi dahil olmak üzere CEREC (2)' ye göre çeşitli teknik iyileştirmelere sahipti.

1987- Dr. Andersson, dental CAD-CAM sistemlerinde yeni bir çağın başlangıcını işaret eden Procera sistemini tasarladı. Titanyum ile hassas dökümün zor olduğu zamanlarda spark erozyon yöntemiyle titanyum kopingler üretti ve tam seramik restorasyonların üretimi için adımlar attı. Procera sistemi, tam seramik restorasyonların üretimi için tüm dünyada kullanılabilen ve internetle birbirine bağlı olan bir üretim merkezi olmuştur (Çelik, Üşümez ve Sarı, 2013; Jain vd., 2016).

1984'den günümüze Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD/CAM sistemlerinin son yıllarda kullanımları gitgide artmış, günümüzde CAD/CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiştir (Karaalioglu ve Yeşil Duymuş, 2008).

1.2.1.2. Frezeleme Sistemleri Çeşitleri

CAD/CAM sistemleri üretim merkezlerinde, laboratuvarlarda ve ofis tipi üretim yapma durumlarına göre 3 grupta kategorize edilebilir:

- **Ofis tipi:** Tüm aşamaların klinikte hazırlandığı sistemlerdir. İntraoral olarak diş preparasyonu taranır ve restorasyon klinikte üretilir. CEREC ve E4D Dentist sistemleri bu grupta yer alır.
- **Laboratuvarda kullanılan sistemler;** Prepare edilmiş dişin alçı modelinden veya ölçüsünden indirek olarak dental laboratuvarda tarama yapılır. Bu sistemlerin çoğunda altyapı (copingler) üretilir ve diş teknisyenleri restorasyonun şekillendirilmesi için porselen ekler. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest, sistemleri bu grupta yer alır.
- **Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri:** Model laboratuvarda tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm

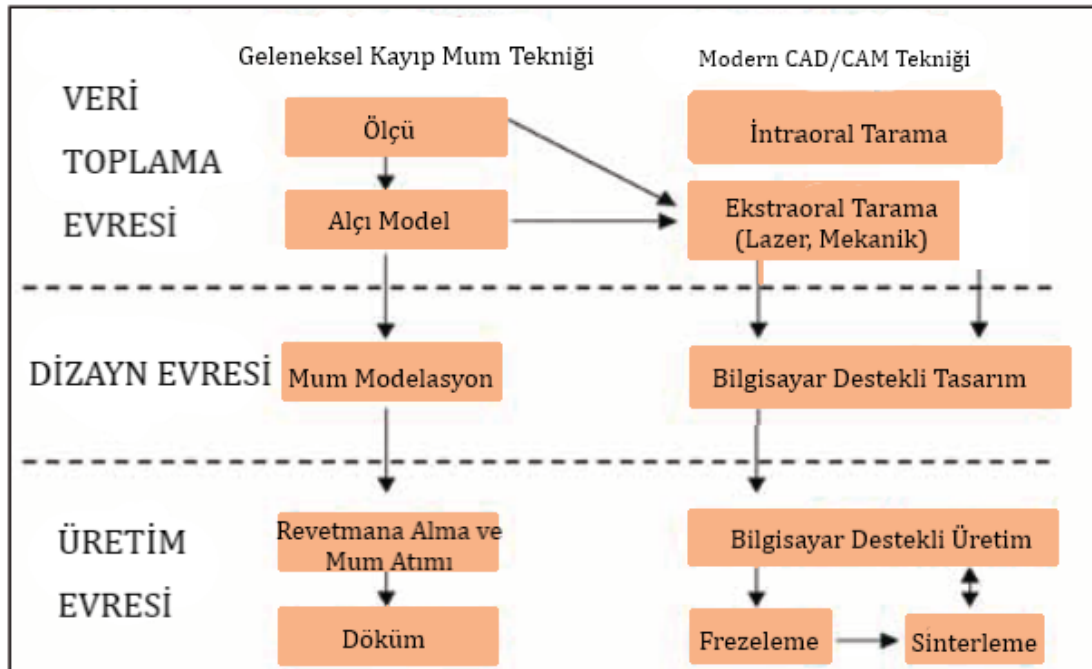
altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolünü sağlanır. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (Liu , 2005; Çelik vd., 2013; Jain vd., 2016).

1.2.1.3. CAD/CAM Sisteminin Çalışma Prensibi

CAD/CAM sistemlerinde de geleneksel yöntem gibi temel olarak 3 evrede üretim gerçekleştirilir.

- Veri toplama evresi
- Tasarım evresi
- Üretim evresi

Çizelge 1.1. CAD/CAM ve geleneksel yöntemle üretimin evreleri. (Palin ve Burke, 2005)'den uyarlanmıştır.



Veri Toplama Evresi: Veri toplama evresinde, intraoral olarak bir tarayıcı yardımıyla prepare edilmiş dişin kaydı alınabilir veya ekstraoral olarak ölçü yüzeyinden ya da alçı model üzerinden tarama yapılabilir. Tarama iki yöntemle yapılabilmektedir; mekanik profilometre ile veya optik lazer yolu ile.

Mekanik profilometrelerin yüksek çözünürlükte tarama yapılabilmesi için uzun zaman gerektirmesinden dolayı, optik tarayıcılar daha çok tercih edilmektedir.

Veri toplamak için kullanılan tarayıcı, genellikle CAD/CAM sisteminin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (Palin ve Burke, 2005; Ersu, Yüzügüllü ve Canay, 2008; Karaalioğlu ve Yeşil Duymuş, 2008).

Tasarım Evresi: CAD/CAM sistemleri bünyesinde bulunan bilgisayar programları sayesinde her dişe özgü hazır tasarım modelleri içeren bir kütüphaneye sahiptir. Diş formu kütüphanesinde, genel diş formu ve oranları kayıtlıdır. Uygun tasarım şekli seçildikten sonra bunun üzerinde oynamalar yapılarak son hale getirilebilir. Oklüzyon, restorasyon tasarımı ve uzun ömürlülüğün yanı sıra hasta memnuniyetinde kritik bir faktördür. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) veya intraoral tarayıcı tarafından yakalanan çene dinamikleri ile sanal bir artikülasyon oluşturulabilir (Rekow, 2019).

Bilgisayar ortamına kaydedilen veriler daha sonra bilgisayar yazılımı sayesinde noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülmektedir.

Tasarım tamamlandıktan sonra CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini komuta edecek dizeye çevirir (Ersu vd., 2008).

Üretim Evresi: Önceleri CAD/CAM sistemleri ile restorasyonun prefabrik bloklardan frez, elmas veya elmas diskler kullanılarak frezelenmesi sayesinde üretim sağlanır. ‘Eksiltme yöntemi’ olarak adlandırılan bu teknikte istenilen şekile ulaşmak için blok materyalden eksiltme yapılmaktadır (Ersu vd., 2008).

1.2.1.4. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

Tek seansta yapılabilen uygulamalar sayesinde zaman tasarrufu sağlanan, pratik bir uygulamadır. Ayrıca geleneksel ölçü alma, alçı dökme işlemlerinin ortadan kalkmasıyla birlikte bekleme süresi kısalmıştır ve bu işlemlerden doğabilecek hata ihtimalleri de oldukça azalmıştır ve muhtemel çapraz enfeksiyonların da önüne geçilmiştir.

Başlangıç maliyetinin haricinde seans sayılarının azalması sayesinde ekonomik kazanç sağlanır.

CAD yazılımları ile yapılan kron alt yapısı ve restorasyon tasarımları sayesinde teknisyenlerin de işi kolaylaşır. Ayrıca seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri de geleneksel yöntemlere göre azalmıştır (Karaalioğlu ve Yeşil Duymuş, 2008).

1.2.1.5. Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları:

Başlangıç maliyetleri fazladır. Piyasada yerini alan birçok yeni markaya rağmen CAD/CAM sistemleri hala ekonomik değildir.

Monokromatik bloklar estetik beklentileri her zaman karşılayamaz. Fakat polikromatik bloklar ile bu problemin üstesinden gelinmektedir.

Derin subgingival marjnlere sahip preperasyonların taranması sırasında sorun yaşanabilmektedir. Bu tür durumlarda geleneksel sabit protez yapımındaki gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapılmasını gerektirmektedir (Karaalioğlu ve Yeşil Duymuş, 2008).

Son yıllarda ise 3 boyutlu yazıcıların fizibilitesi giderek artmaktadır (Sun ve Zhang, 2012; Katreva vd., 2016).

1.2.2. 3D Yazıcılar

3D baskı aynı zamanda eklemeli üretim (EÜ-additive manufacturing/AM), katmanlı imalat, hızlı prototipleme (rapid prototyping/RP) ve katı bağımsız form üretim (solid freeform fabrication /SFF) gibi adlarla da anılmaktadır (Gross, Erkal, Lockwood, Chen, Spence, 2014).

Hızlı prototipleme, eklemeli üretim teknolojisinin kullanılan ilk ismiydi. Fakat metot geliştirildikçe ve kullanım alanı genişledikçe bu isimlendirme, ifade edilen şeyi tam olarak kapsamaktan uzaklaşmıştır ve genellikle diğer isimlendirmeler tercih edilir olmuştur (Çevik, 2018).

Ayrıca İngilizce kullanımda geçen yazım şekliyle 3DP (toz bazlı bir 3D baskı tekniği) ve 3D printing arasında bir fark vardır. 3DP özelleşmiş bir metodu ifade ederken, 3D printing terimi genel kullanım için kullanılır (Chen vd., 2019).

Eklemeli üretimin temeli, bilgisayar destekli tasarıma dayanır fakat tasarımın son ürün oluşturma yöntemi yeniden ele alınmıştır ve tasarım öncelikle 2 boyutlu bir STL dosya biçimine dönüştürüldükten sonra, 3 boyutlu yazıcılara aktarılarak, burada ürün katman katman birbiri üzerinde eklenerek, fiziksel bir modele dönüştürülerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylece boşa harcanan, artık materyal kalmamaktadır (Ersu vd., 2008; Yalçın ve Ergene, 2017).

3D yazıcı sistemleri, otomotiv, havacılık, uzay ve savunma sanayisinde asıl ve yedek parça üretiminde; tekstil, gıda, mücevherat sektöründe, hediyelik eşya yapımında 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, reçine, kil, seramik, karbon fiber vs.) hammadde olarak kullanılmasıyla çok geniş bir alana hitap eder (Yalçın ve Ergene, 2017).

3D yazıcı sistemleri, dental sahada, akademik araştırmalarda, kişiye özel dental implant ve parçalarının üretiminde, cerrahi rehber şablon yapımında, ortodontik aligner yapımında, kron, köprü, hareketli ve tam protez yapımında, kişiye özel model ve kalıp yapımında, eğitim ve öğretim amacıyla, hasarlı dişin onarımı ve yerine konmasında, cerrahi aletlerin tasarımı ve geliştirilmesinde kullanılabilir (Javaid ve Haleem, 2019).

Çizelge 1.2. Eklemeli üretimin dental sahadaki kullanım alanları



1.2.2.1. 3D Yazıcıların Dental Sahada Kullanıma Başlaması

3D baskının klinik uygulamaları, diş implantları ve protez üretimi ile daha çok 2000'li yılların başlarına rastlar (Gross vd., 2014).

Şubat 2006'da 3D Systems, dental pazar için 3D tarayıcı da içeren InVision DP (dental professional) sistemini duyurdu.

Şubat 2007'de Solidscape D66'yı dental uygulamalar için piyasaya sürdü.

2008'de 3D Systems, 3M'in dental tarama sistemleri ile 3D Systems'in 3D baskı sistemlerini birleştirmek üzere bir anlaşma yaptıklarını açıkladı (Wohlers Associates Inc., 2015).

Ekim 2008'de, 3D Systems işitme cihazı, dental ve tıbbi endüstrileri hedefleyen, iPro 9000 XL SLA Center ve iPro 8000 MP SLA Center'ı tanıttı.

3D Systems dental uygulama çözümleri geliştirmek ve pazarlamak için Almanya'dan Dreve GmbH ile ittifak kurdu.

2009'da Solidscape, PreXacto 3D dental yazıcı serisini ve yeni DentaCast malzemesini tanıttı (Wohlers Associates Inc., 2015).

Doğrudan metal işleme teknolojilerinin de yaygınlaşmasıyla ve yeni tasarımların, tasarımcıların geleneksel yöntemlerde kullandıkları alaşımların mekanik özelliklerine yakın değerler göstermesiyle beraber, 3D yazıcılara olan ilgi artmıştır ve bir atılım sağlanmıştır. Böylece 2011'den sonra eklemeli üretim, diş hekimliği endüstrisinde de giderek yaygın bir hal almaya başlamıştır.

Nisan 2010'da Renishaw plc (İngiltere), koping, altyapı yapımı için krom-kobalt DMLS bazlı bir dental üretim tesisi açtı.

2010 Ortodonti için otomatik yazılım araçlarının geliştiricisi olan 3Shape (Danimarka) ve Objet, Objet'in PolyJet teknolojisinin kullanıcıları için bir kolaylık sunmak üzere bir ekip oluşturdu ve çalışmalara başladı (Wohlers Associates Inc., 2015).

Ağustos 2010'da Solidscape (Merrimack, New Hampshire) Hainan Giking Technology Company ile Çin'de dental alanda bir dağıtım anlaşması imzaladı.

Kasım 2010'da IQS (İspanyol araştırma merkezi), 3D yazıcılarda kullanılmak üzere iki yeni Hidroksiapatit (HA) formülasyonu tanıttı. Hidroksiapatit, biyomedikal ve dental uygulamalarda sıklıkla kullanılan kalsifiye edilebilir bir malzemedir. Şeklin oluşturulması için 3D baskı kullanılırken, son parçayı oluşturmak için ikincil sinterleme gereklidir.

Mart 2011'de 3D Systems, hizmet sağlayıcısı Accelerated Technologies'i (Austin, Teksas) satın aldı ve dental özel uygulamalar için yeni bir VisiJet e-stone malzemesi duyurdu.

Mayıs 2011'de Stratasys, dental pazar için mum modeller ile kalıp oluşturmak üzere yüksek çözünürlüklü 3D yazıcılar sunan Solidscape'i satın aldı (Wohlers Associates Inc., 2015).

Objet, tüm PolyJet sistemlerinde kullanılabilen yeni bir biyouyumlu malzeme MED610 tanıttı. Sert malzeme tıbbi ve dental pazarlara yöneliktir

3D Systems, dental uygulamalara yönelik ProJet 3500 serisi için VisiJet PearlStone malzemesini yayınladı.

2013'ün başlarında Envisiontec, 3Dent yazıcıyı piyasaya sürerek dental laboratuvar pazarını hedef aldı (Wohlers Associates Inc., 2015).

1.2.2.2. 3D Yazıcıların Üretim Basamakları

Tüm EÜ makineleri, yüksekliği ayarlanabilir bir platform veya biriktirme başlığı, malzeme biriktirme/yayma mekanizmaları ve tabaka kesit oluşturma dahil olmak üzere benzer bir katman dizisine sahiptirler (Wang vd., 2014)

3D yazıcılar ile dental üretim basamaklarını kabaca şu şekilde sınıflandırabiliriz:

- I. Veri toplama evresi
- II. Tasarım evresi (CAD yazılımı ile)
- III. Tasarımın STL dosya formatı ve G kodlarına dönüştürülmesi
- IV. Dosyaların yazıcıya aktarılması
- V. Üretim evresi
- VI. Bitim işlemleri

Veri toplama evresinde, intraoral veya ekstraoral olarak tarama yapılabilir. Ekstraoral olarak mekanik bir profiolometre veya optik tarayıcılar (beyaz ışık, renkli ışık veya lazer projeksiyonu ile) aracılığı ile ölçü üzerinden veya ana model üzerinden tarama yapılabilir. İntraoral olarak tarayıcı lazer veya kamera ile veriler toplanabilir (Chua, Leong ve Lim, 2003; Palin ve Burke 2005; Çelik vd. 2013; Kara, Buldum, Yılmaz ve Özkaya, 2016).

İkinci evre, tasarım evresinde, verileri yazdırılabilir bir 3D CAD dosya biçimine dönüştüren 3D yazıcı yazılımına aktarılır (Vasamsetty, Pss, Kukkala, Singamshetty ve Gajula, 2020). AutoDesk, AutoCAD, SolidWorks veya Creo Parametric gibi CAD yazılımları vardır (Gross vd., 2014).

Bilgisayar destekli tasarım programlarıyla, dijital modelin oluşturulması gerçekleştirilir ve daha sonra dosya STL (Standart Tessellation Language) formatıyla kaydedilir. Bu dosya formatı, Charles Hull tarafından geliştirilmiştir ve CAD yazılımı ile 3D yazıcı arasında veri aktarımı için altın standart olarak kabul edilmiştir (Gross vd., 2014). Bu evrede sanal model 2 boyutlu olarak dilimlenir ve çeşitli koordinat ve bilgileri içeren G-kodlara dönüştürülür (Çevik, 2018). Bu şekilde 3D modelin her yüzeyi üçgen kesitler halinde depolanır. Üçgenin her köşesi için koordinatlar tanımlanmıştır (Dolenc ve Mäkelä, 1994).

Üretim evresinde ise, dijital olarak hazırlanmış tasarımın, üretimi gerçekleştirilir. 3D yazıcılar, STL dosyalarını okur ve çeşitli yöntemlerle katmanlar halinde fiziksel parça ortaya çıkarılır (Çevik, 2018).

Son olarak ürün yapısına göre çeşitli termal, kimyasal, cila veya polisaj gibi bitim işlemleri uygulanır (Wang vd., 2014).

1.2.2.3. 3D Yazıcı Sistemleri Çeşitleri

Dental sahada öne çıkan iki 3D yazıcı sistemi vardır. Bunlar ortodontik şeffaf plakların (alignerların) üretimi için kullanılan SLA (stereolitografi cihazı) ve kron, alt yapı ve iskelet yapımında kullanılan DMLS (direkt metal sinterleme)'dir (Javaid ve Haleem, 2019).

- **Toz Yataklı Eritme**

Termal enerjinin bir toz yatağındaki çeşitli bölgeleri seçici şekilde (yapıştırıcı ajan veya termal enerji ile) kaynaştırdığı eklemeli üretim sistemidir. Seçici lazer sinterleme (SLS), direkt metal lazer sinterleme/seçici lazer eritme (DMLS/SLM), elektron ışını eritme EBM), multijet eritme (MFJ) gibi alt kategorileri vardır. EOS'un DMLS sistemi örnek verilebilir (Hofmann, 2014).

- **Malzeme Püskürtme**

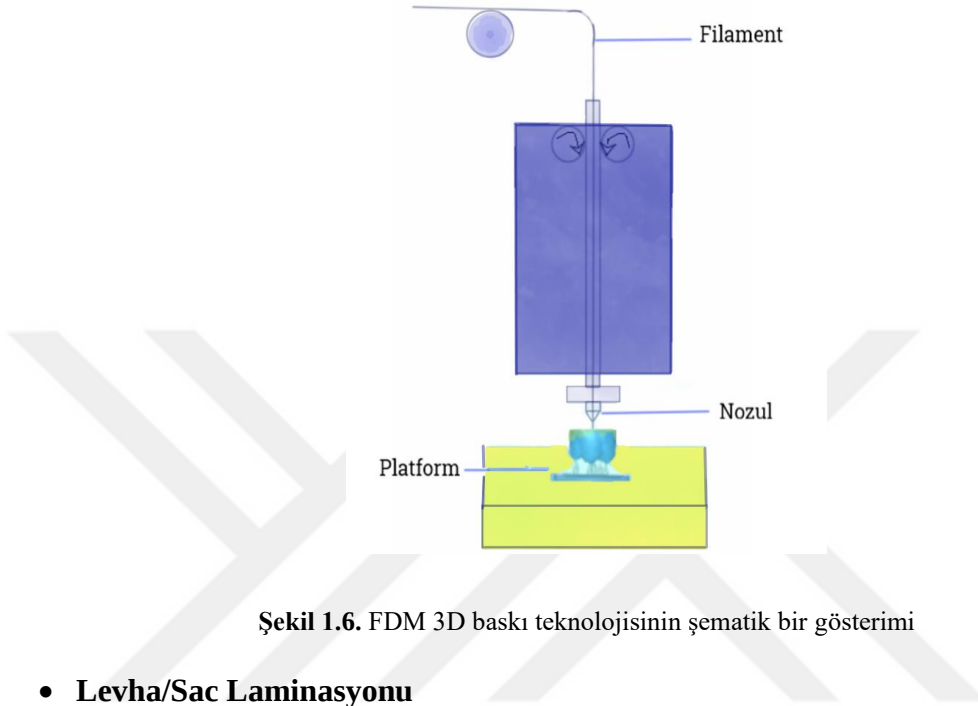
Hammaddenin (fotopolimer veya mum gibi) damlacık şeklinde seçici olarak bırakıldığı bir imalat sistemidir. Objet'in PolyJet'i örnek verilebilir (American Society for Testing and Materials (ASTM), International, 2013) .

- **Yapıştırıcı ile Katmanlı İmalat (Mürekkep Baskı)**

Sıvı yapıştırıcı ajan seçici olarak toz materyale bağlanır. The ZPrinter (ProJet x60) örnek verilebilir (ASTM International, 2013).

- **Malzeme Ekstrüzyonu**

Malzeme seçici bir şekilde silindir bir tüp veya ağızlıktan dağıtılır. Stratasys'in FDM teknolojisi örnek olarak verilebilir (ASTM International, 2013).



- **Levha/Sac Laminasyonu**

Malzeme tabakalarının bir nesne oluşturmak üzere birleştirildiği ilave üretim süreci (ASTM International, 2013).

3D baskıyı oluşturmak için malzeme tabakası platformun üzerine yuvarlanır ve tabakanın istenen şeklinin dış hattı boyunca bir lazer veya kesici uç şekillendirmeyi yapar. Daha sonra 2 katman arası bir yapıştırıcıyla veya kaynaklanarak birleştirilir (Gross vd., 2014).

The Mcor Technologies'in Fabrisonic sistemi örnek olarak verilebilir (ASTM International, 2013).

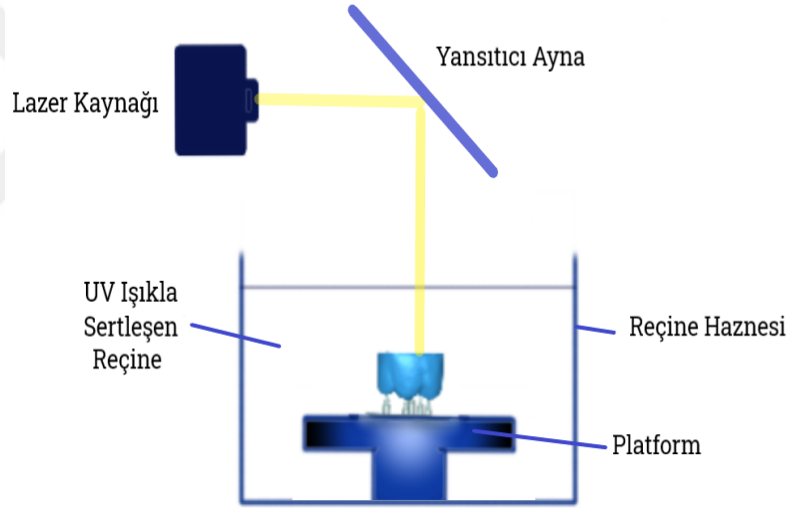
- **Direkt Enerji Depolama**

Materyaller biriktirildikçe eritilerek kaynaştırıldığı, bunun için odaklanmış termal enerjinin kullanıldığı ilave üretim süreci. LENS ve EBAM metodları alt kategorileridir. Optomec LENS sistem örnek olarak verilebilir.

- **Fotopolimerizasyon**

Bir kazan içindeki sıvı fotopolimer reçinenin seçici olarak ışıkla aktifleştirilerek polimerize edildiği bir ilave üretim prosesidir. Sistemin SLA, MSLA, DLP, cDLP gibi alt kategorileri vardır (ASTM International 2013, Hofmann 2014, Yalçın ve Ergene 2017).

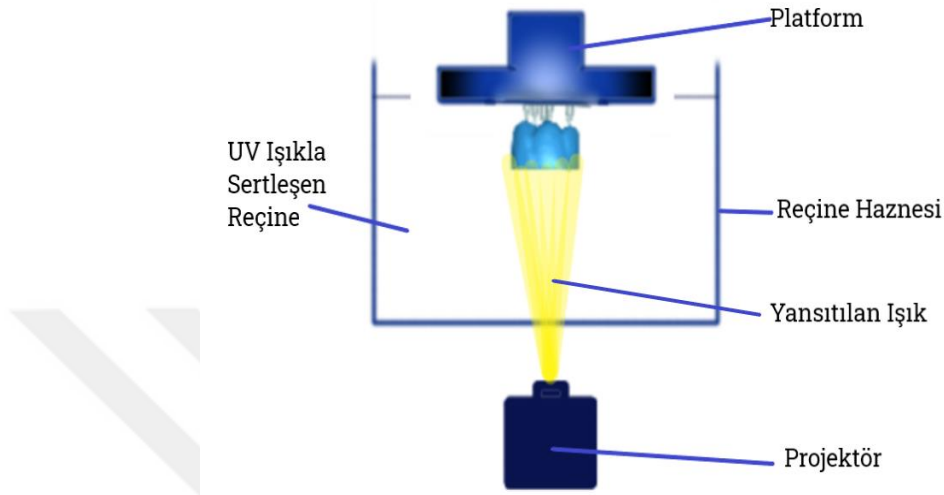
- **Direk yazma sertleştirme yöntemi (SLA):** Geleneksel olarak dünyadaki ilk 3D baskı sistemidir (Prabhakar vd., 2021). Tek bir lazer istenen tabakanın sertleştirilmesi için sıra sıra hareket eder. Lazerin hedefi, x ve y eksenlerinde bulunan galvometreler aracılığıyla seçici olarak ayarlanır (Prabhakar vd., 2021). Her bir tabakanın basılmasından sonra sertleşen tabakalar kazana batırılarak yeni tabakanın sertleştirilmesi için yer açılır (Gross vd., 2014).



Şekil 1.7. Stereolitografi işleminin şematik gösterimi. İnşa edilen parça, yüzeyden yansıyan lazer ışını ile sıvı fotopolimer banyosunda kürlenir.

- **Projeksiyon bazlı sertleştirme yöntemi (DLP):** Texas Instruments'tan Larry Hornbeck, 1987'de DLP teknolojisini geliştirmiştir. SLA teknolojisiyle benzerdir. SLA ve DLP arasındaki temel fark, görüntünün bir ark lambası veya dijital mikro ayna cihazı (DMD) olarak bilinen bir yarı iletken çip üzerindeki bir matrise yerleştirilmiş mikroskobik olarak küçük aynalar tarafından oluşturulduğu ışık kaynağıdır. Her ayna, yansıtılan görüntüdeki bir veya daha fazla pikseli temsil eder. Ayna sayısı arttıkça yansıtılan görüntünün çözünürlüğü de artar (Revilla-Leon ve Özcan, 2019). Bu yöntemde dijital ışık projektör ekranı kullanılarak tüm

tabakanın aynı anda sertleşmesini sağlar. Her tabakadan sonra platformun belirlenmiş bir uzaklığa yükseltilmesiyle işlem tekrarlanarak süreç devam eder (Gross vd., 2014). Her katman tek seferde işlendiği için SLA'dan daha hızlıdır (Muenks ve Kyosev, 2021).

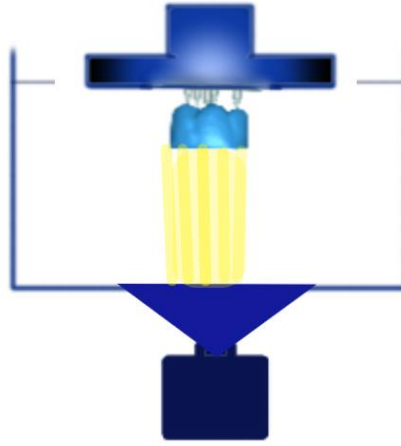


Şekil 1.8. DLP 3D baskı teknolojisinin şematik bir gösterimi

- MSLA: Masked stereolithography (mSLA) ışığa/UV duyarlı sıvı bir reçine bulunan haznede baskılanacak modelin her katmanı tek seferde bir sıvı kristal ekran (LCD) kullanarak katılaştırılır. Teknik esasen DLP tekniğine oldukça benzer, ancak ışık kaynağı olarak UV LCD kullanılmasıyla farklılık yaratır. Düz LCD panellerden gelen ışık doğrudan yapı alanına yansır (Muenks ve Kyosev, 2021).

LCD birim maliyeti ile MSLA, ekonomik reçine yazıcı segmenti için ideal teknolojidir (Prabhakar vd., 2021).

Bu teknik stereolitografi (SLA) veya FDM baskı teknikleriyle karşılaştırıldığında, her bir katmanı tek tek basmak yerine tek seferde bastığı için uygun maliyetli, hatasız ve nispeten hızlıdır (Stansbury ve Idacavage, 2016; Mondal vd., 2021).



Şekil 1.9. MSLA 3D baskı teknolojisinin şematik bir gösterimi

Dental geçici restorasyonlar üretmek için en yaygın kullanılan EÜ yöntemleri stereolitografi (SLA) ve malzeme jetleme (MJ) teknolojileridir (Revilla-León vd. 2018).

Daha önce bahsedildiği gibi 7 farklı çeşit EÜ metodu vardır. Her metodun kullandığı farklı malzemeler ile kullanılacak amaç için elde edilen doğruluk payları da birbirinden farklıdır (Javaid ve Haleem 2019, Rekow 2019).

1.2.2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Üç Boyutlu Yazıcıların Özellikleri

Veri toplamada kullanılan intraoral ve ekstraoral tarayıcıların, donanımsal parçaların ve kullanılan yazılım programlarının yetenekleri dahilinde başarılı olunabileceği için tüm bu aşamalarda istenen netlikte ve ayarda işlem yapılabilmesine engel olmayacak ve klinik başarıyı sağlayabilecek bir sistem kullanılmalıdır (Martin ve Jedynakiewicz 1999, Palin ve Burke 2005).

Üretim teknolojileri, hammadde özellikleri, proses kontrolü ve parametreleri, lazer hızı, yoğunluk, imalat yönü ve açısı, katman sayısı, katmanlar arası büzülme, destekleyici malzeme miktarı, bitim işlemleri ve enerji kaynağı-malzeme etkileşimleri gibi teknik hususlar, üretilecek olan materyalin kalitesini ve doğruluğunu etkileyecektir. Pratik kullanımda, en uygun teknolojinin seçimini kolaylaştırmak için teknikler arasında karşılaştırmalar yapılmalıdır. Protokol eşitsizlikleri, seçilen teknoloji ve kullanılan yazıcı ve malzeme parametreleri nedeniyle, farklı çalışmalardan elde edilen sonuçları karşılaştırmak oldukça zordur (Yılmaz ve Koç 2016, Revilla-León vd. 2018, Chen vd. 2019).

Eklemeli üretim anizotropiktir yani malzemenin işleyiş yönü önemlidir. Isıl işlem yapıyı tamamen homojenize edemez bağlayıcıların elimine edilmesi gibi sebeplerle ısıtıl işlem uygulanır. Üründe yapısal çatlak, kırılma riski ortaya çıkabilir, iç bölgelerde gerilim noktaları oluşabilir. Isıl işlemler uygulanarak mekanik özellikler geliştirilmeye çalışılır. İyi bir yüzey parlatma gerekli olur. Tabakalar arasında ve destek noktalarında deformasyon riskleri ortaya çıkabilir. Tüm bunlar maliyeti ve üretim zamanını arttırır. Tozlarda yüzey alanı artışı oksijen artışına sebep olarak yapıya olumsuz etkide bulunabilir. Yapıda pörozite görülebilir (Yılmaz ve Koç 2016).

Tüm bunların doğuracağı klinik sonuçlar olumsuzdur ve bu olumsuzlukları yenmek adına tanıtılan teknolojilerin geliştirilmeleri gerekir.

Sisteme bağlı olarak, malzemeler arasında cam seramikler, krom-kobalt, kompozitler, PMMA, reçine/polimerler, balmumu, titanyum, zirkonya bulunmaktadır ve eklenen yeni malzemeler ile çok fazla seçenek ortaya çıkmaktadır (Galante, Figueiredo-pina ve Paula, 2019; Rekow 2019).

3D yazıcılarda kullanılan materyaller, uygulama metoduna göre geliştirilmiş birtakım özelliklere sahip olmalıdır. Materyalin özellikleri uygulama yönteminin özellikleri ve bunlarının birbirleriyle etkileşimleri çeşitli sonuçlar doğurur.

Diş hekimliğinde kullanılan 3D yazıcılar hızlı olmalıdır, protezini aynı gün içinde teslim edebileceği hızlı sistemler istenen sistemlerdir. Fakat bunun yanında yüzey kalitesinden de ödün verilmemelidir. Buna göre yüksek yüzey kalitesi sağlayabilen bulamaç bazlı sistemler içerisinde en hızlı metod olarak gözüken DLP teknolojisi dikkat çeker.

Kullanılan 3D baskı makinelerinin tam otomatik yarı otomatik ve manuel ayarlı olanları vardır. Bunlar arasında manuel desteğe de izin veren otomatik sistemler tercih edilen sistemlerdir. Katı malzeme bazlı ve toz bazlı sistemler ve IJP buna izin vermezler diğerleri ise izin verir.

3D yazıcılarda üretim sonrası bitim işlemlerinin az olması istenir.

Kullanılan hammaddenin ve işlemlerin ucuz olması maliyeti düşürmek için önemlidir (Chen vd., 2019).

1.2.3. Kombine Sistemler

Bazı CAD/CAM sistemleri ekleme ve eksiltme yöntemlerini birlikte kullanmaktadırlar. Bu yöntemlerden birinde (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) prepare edilen dışın 3-boyutlu büyütülmüş metal dayı eksiltme yöntemiyle frezelenmektedir. Büyütülmüş day, final restorasyonun sinterizasyonundan sonra oluşacak büzülme için kompanze etmek için kullanılmaktadır. Kullanılacak materyal metal day üzerine, toz halinde ve basınç ile ekleme yöntemiyle, büyük bir blok oluşturacak şekilde uygulanmaktadır. Daha sonra oluşturulan blok restorasyonun dış şeklini vermek üzere frezelenmektedir. Normalden büyük olarak hazırlanan restorasyon daydan uzaklaştırılmakta ve normal boyutlarına gelmesi için yoğun olarak sinterize edilmektedir. Bunun haricinde farklı kombine sistemler de vardır (Ersu vd., 2008).

3D yazıcılar ile dental restorasyonların üretiminin temel avantajları, üretim döngüsü için gereken zamanda ve son restorasyonun maliyetinde önemli azalmanın sağlanmasıdır. Dijital yöntemler aynı zamanda dental laboratuvarlar ve hekim arasındaki iş birliğini de destekler. Bu ileri teknolojilerin kullanımı ile pek çok aşamanın uygulamasına gerek kalmadığı için ölçü ve kalıplardaki boyutsal değişiklik riskini ortadan kaldırır. Protez yapılacak alan intraoral olarak taranabilir ve model ve dokular arasında herhangi bir bozulma olmadan doğrudan yazdırılabilir. Aynı zamanda bir bilgisayarın hard diskinde kolayca saklanabilen hastaya ait kayıtlar sayesinde laboratuvarlarda daha az metrekareye ihtiyaç duyularak yer tasarrufu da sağlanabilir (Katreva vd., 2016).

1.3. Marjinal ve İnternal Uyum

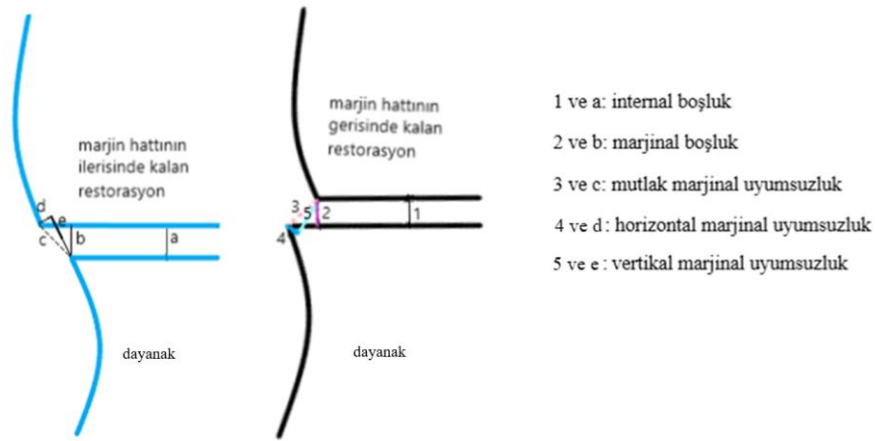
Dental restorasyonların başarısı 3 ana faktöre dayandırılır. Bunlar estetik başarı, kırılma dayanımı ve marjinal adaptasyon (uyum)dur.

Sabit dental protezlerinin prognozu, esasen protezlerin dayanaklarla uyum doğruluğu ile ilgilidir. Protezin dayanak ile uyumunu değerlendirmek için, protezin internal yüzeyi ile dayanak yüzeyi arasındaki boşluk ölçülerek protezlerin marjinal, aksenel ve oklüzal bölgelerinde uyum doğruluğu değerlendirilir. Ölçüm bölgeleri arasında, marjinal alan, protezin ömrü açısından en önemli alan olarak kabul edilir, çünkü uygun olmayan bir marjin kritik biyolojik veya teknik problem riskini artırır (Kim vd., 2019).

Marjinal ve internal boşluklar dental restorasyonların yaşam beklentisi ve uzun dönem güvenilirliği için önemli faktörlerdir. Marjinal bölgede ortaya çıkabilecek bir mikroskobik çatlak veya sızıntı durumu simanın çözünmesine (öz. çinkofosfat siman kullanımında) ve bunun sonucunda plak retansiyonuna, sekonder çürüğe, endodontik inflamasyonlara ve gingival inflamasyonlara sebep olabilir. Ayrıca kötü marjinlere sahip olan bir restorasyon, bağlantısındaki varyasyonlar sebebiyle stres odaklarına maruz kalarak, dayanıklılık ve uzun dönem başarısı açısından sorun teşkil edebilir. İnternal boşluklar ise retansiyon ve okluzyona etki eder. İnternal boşluk çok geniş veya dar ise, restorasyon yerinden çıkabilir veya restorasyonun kusurlu yerleştirilmesi ile maloklüzyona neden olabilir (Contrepolis, Soenen, Bartala ve Laviolle, 2013; Nawafleh, Mack, Evans, Mackay ve Hatamleh, 2013; Schaefer vd., 2013; Kim vd., 2018).

1980'lere kadar marjinal (fit) uyumu değerlendiren araştırmalar aynı değerler üzerinde mutabık olamadılar. Ancak 1989'da Holmes ve arkadaşları net bir terminoloji önerdiler. Marjinal uyum genellikle marjinal (gap) boşluğun ya da marjinal uyumsuzluğun (discrepancy) ölçülmesi ile değerlendirilir (Contrepolis vd., 2013).

İnternal boşluk (internal gap) prepare edilmiş dişin, aksiyal duvarı ile protezin iç yüzeyi arasındaki uzaklık (şekil 1.10' 1 ve a); marjinal boşluk, prepare edilmiş dişin marjinal kenarı ile restorasyon iç yüzeyi arasındaki en yakın mesafe (şekil 1.10' 2 ve b) olarak adlandırılır. Mutlak marjinal tutarsızlık (absolute marginal discrepancy) ise restorasyon kenarının en dış noktasından, preparasyon yüzey bitiş çizgisine kadar olan doğrusal mesafeyi tanımlar (Şekil 1.10' 3 ve c). Marjindeki en büyük hata olduğundan ve hem yatay hem de dikey uyumsuzlukları yansıttığından en iyi alternatif ölçüm olarak kabul edilir. (Pelekanos, Koumanou, Koutayas, Zinelis ve Eliades 2009; Contrepolis vd., 2013; Nawafleh vd., 2013; Kim vd., 2019)



Şekil 1.10. Marjinal Uyum Terminolojisi ve Yapısı

1.3.1. Klinik Olarak Kabul Edilebilir Marjinal Boşluk Miktarı

Sabit restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluk miktarını kesin olarak belirlemek zordur. Bu konu yoğun bir şekilde araştırılmıştır ve bildirilen değerler geniş bir skalada yayılım göstermektedir. Örneğin 7,5 μm ile 206 μm arasındadır (Nawafleh vd., 2013).

Bu tür bir varyasyon, esas olarak "uyum" tanımıyla ilgili tutarlılık eksikliğine, uyumu belirlemek için kullanılan yöntemlerde, izlenen test parametrelerinde ve incelenen seramik sistemlerde farklılıklara bağlanabilir (Nawafleh vd., 2013).

American Dental Association (ADA)'nın 8 nolu standartnamesine göre bir dental kronun yapıştırılması için uygun olan siman kalınlığı tip I yapıştırma ajanları için 25 μm 'yi geçmemesi gerekirken tip II yapıştırma ajanları için ise 40 μm 'yi geçmemelidir (American Dental Association (ADA), 1971).

Fakat klinikte geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlarda bu siman aralığına nadiren ulaşılabilmektedir (Metiner, Türker ve Keleş, 2019).

McLean ve Von Fraunhauser'ın 1000'den fazla sabit restorasyon üzerinde yaptıkları 5 yıllık bir çalışmanın sonuçlarına göre, 80 μm 'den az bir marjinal boşluğun klinik koşullar altında tespit edilmesinin zor olduğunu ve 120 μm 'nin ise maksimum tolere edilebilir marjinal açıklık olduğunu belirtirler (McLean ve von Fraunhofer, 1971).

Bununla birlikte, varılan fikir birliğine göre 100 μm 'den az bir marjinal açıklık klinik olarak kabul edilebilirdir (ADA, 1971).

1.3.2. Marjinal Uyum Değerlerini Etkileyen Faktörler

Çeşitli faktörler marjinal uyum değerlerini etkileyebilir. Bunlar:

- Ölçümlerin “in vivo” veya “in vitro” şartlarda yapılması
- Örnek ve ölçüm sayısı (Groten, Axmann, Pöbster ve Weber, 2000; Contrepolis vd., 2013; Nawafleh vd., 2013).
- Projeksiyon hatası: Mikroskop altında marjinal uyumu değerlendirilecek her bir örneğin marjin preparasyonu, mikroskopun fokal odak noktasına denk gelmelidir. Yoksa projeksiyon hataları baş gösterebilir (Gassino, Monfrin, Scanu, Spina ve Preti 2004).
- Protez iç yüzeyi uygulamaları, diş tipi, ölçüm yapılan diş bölgesi, bitim çizgisi konfigürasyonu, siman aralığı, aksiyal yüz angulasyonu vb. (Groten vd., 2000; Contrepolis vd., 2013; Nawafleh vd., 2013).
- Porselen veneerleme ve fırınlama sayısı: Altyapı tasarımı, alaşım tipi, pişirme sırasında seramikte meydana gelen büzülme, seramik ve alaşım için farklı ısı genleşme katsayıları sebebiyle marjinal uyum bozulabilir (Kocaagaoglu, Kılınç, Albayrak ve Kara, 2016).

Metal destekli protez üretimi sırasında veneer materyalinin sabit protez iç yüzeyine kaçması marjinal boşluğu arttırır. Fakat kontaminasyona engel olunsa dahi Balkaya, Çınar ve Pamuk’un çalışmasına göre marjinal uyum etkilenmektedir. Bunun sebebi ise üreticinin altyapıları bozmasına veya farklı termal genleşme katsayılarına sahip materyallerin fırınlama sonrası soğumaları sırasında oluşabilecek gerilmelere bağlanabilir (Balkaya, Çınar ve Pamuk, 2005; Contrepolis vd., 2013).

- Simantasyon: ince grenli simanlar daha iyi adaptasyon sağlarken; simantasyonun genel olarak marjinal boşluğu arttırdığı çalışmalarla bulunmuştur (Contrepolis vd., 2013).

1.3.3. Marjinal Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Marjinal uyumun ölçülmesi için birçok teknik kullanılmıştır. Bunlar;

1.3.3.1. Direk Ölçüm Yöntemi

Bu yöntemde siman aralığı veya siman miktarı, dental protez dayanak üzerine simante edilip uygun doğrultularda kesildikten sonra mikroskop altında ölçülür.

Protezin kesilmesini gerektirdiği için yapılan protez tekrar kullanılamaz (Kim, Kim, Kim ve Kim, 2013).

1.3.3.2. X Ray Bilgisayarlı Mikro Tomografi Yöntemi (Mikro CT)

Protez ve dayanak arasındaki boşluk üç boyutlu olarak görselleştirilir ve çeşitli kantitatif geometrik analizler yapılabilir (Kim vd., 2013; Kim vd., 2019). Pahalı bir teknik olmasına rağmen, siman boşluğunun hem 2 boyutlu hem de 3 boyutlu görüntüsünü örneklerle zarar vermeden oluşturabilir. Aynı zamanda bilgisayarlı tomografik taramadan elde edilen yüksek çözünürlüklü kesitsel görüntüler ile hem çok sayıda ölçüm alanı sağlanır hem de kritik mesafelerin tanınması kolaylaşır (Peng, Chung, Yau ve Ramos, 2020).

1.3.3.3. Kesit Alma Yöntemi (Cross-Sectioning Method)

Bir day üzerine simante edilen kron akrilik rezin içerisine gömülerek BL veya MD olarak parçalara ayrılır daha sonra mikroskop altında ölçümler yapılarak marjinal uyum değerlendirilir (Hmaidouch, Neumann ve Mueller, 2011).

1.3.3.4. Profil Projeksiyonu

Örneklerin ölçümleri, görüntüyü büyütürken x, y, z akslarında ölçüm yapmaya yarayan profil projektör aygıtı ile simante edilmeden, metal day üzerinde yapılır (Balkaya vd., 2005).

1.3.3.5. Dijital Mikrometre

Marjinal uyum, simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kron oklüzal yüksekliğindeki fark ile değerlendirilir (Nawafleh vd., 2013).

1.3.3.6. Dijital Görüntü Analizi Dizisi (DIAS)

Marjinal uyumu analiz etmek için yakın zamanda geliştirilmiş, kullanışlı bir yöntemdir. Silikon replika metoduna benzer. Fakat silikon replika metodundan farklı olarak; simante edilmiş örneklerin negatif replikaları, mikroskop altında fotoğraflanır ve kron ile dayanağın orijinal görüntüleriyle bu fotoğraflar karşılaştırılarak değerler elde edilir (Villias, Kourtis, Karkazis ve Polyzois, 2021).

1.3.3.7. Üçlü Tarama Protokolü (Superimposition Method)

Son dönemde bilgisayar destekli dijital sistemlerin gelişmesiyle beraber yeni bir ölçüm metodu ortaya çıkmıştır. Bu yöntem ile nesneler dijital olarak taranır ve elde

edilen görüntüler üst üste bindirilerek özel bir yazılım sayesinde uyum ölçümleri yapılır (Woo vd., 2018).

1.3.3.8. Silikon Replika Metodu

Prepare edilmiş diş yüzeyi ve dental protez arasındaki mesafe, araya konulan mikron kalınlığındaki akıcı kıvamlı silikon ile ölçülür. Dental proteze zarar gelmez. Yıkıcı olmayan bir teknik olduğu için avantaj sağlar (Park vd., 2017). Aynı zamanda yüksek güvenilirlik ve doğruluk sağlar (Nawafleh vd., 2013).

❖ Silikon Replika Yönteminin Uygulanışı

Öncelikle akıcı silikon ölçü materyali, firma tarafından belirtilen oranda baz ve katalizör içerecek şekilde karıştırılır ve restorasyonun internal bölgesine doldurulur. Restorasyon parmak basıncıyla dayanağa yerleştirilir.

Dayanağa yerleştirilen restorasyon sabit parmak kuvvetine denk gelecek şekilde 50 N'luk veya 20 N'luk kuvvet altında 5-10 dk bekletilir. Kuvvetin sabit uygulanabilmesi için universal test cihazı, gerilim ölçer veya elektronik skala kullanılabilir (Kim vd., 2013; Park vd., 2017; Kim, Kim, Kim, Kim ve Kim 2017; Praça vd., 2018) veya tek bir operatör tarafından herhangi bir sabit değere ulaşılmadan polimerizasyon tamamlanana dek kuvvet uygulanabilir (Kocaağaoğlu, Albayrak, Şahin ve Gürbulak, 2019; Suzuki, Katsuya, Ueda ve Watanabe, 2020).

Zortuk, Bolpaça, Kılıç ve Özdemir'in 2010 yılında parmak kuvvetini değerlendirdikleri çalışmada 12 ile 67 N arasında değişen parmak kuvveti değerlerine ulaşılmıştır. Bu da istatistiksel olarak anlamlı bir fark ifade eder (Zortuk, Bolpaça, Kılıç ve Özdemir, 2010).

Uygulanan kuvvet farklılıklarının, homojenliği etkileyebileceği düşünüldüğünde sabit kuvvet uygulanması daha doğru görülmektedir.

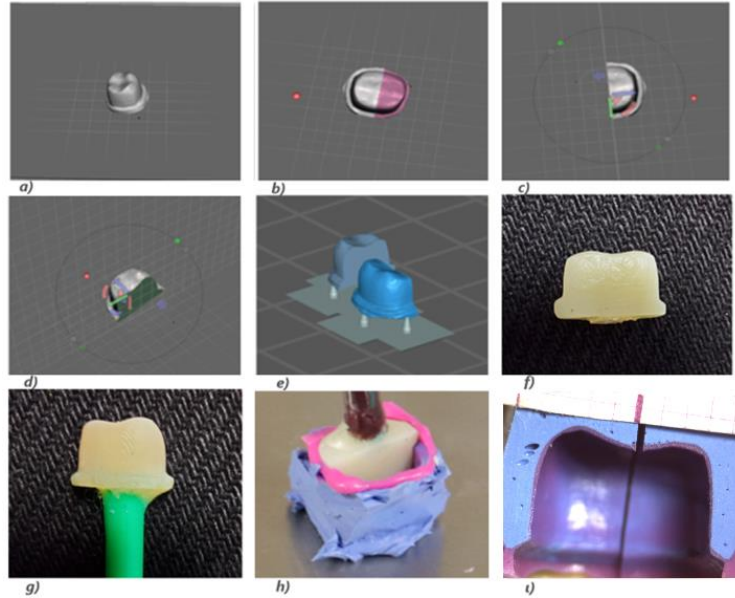
Optimal kuvvet belirlendikten sonra adaptasyon sırasında kontrollü bir basınç uygulayacak ekipman kullanımı ile iyi bir adaptasyon elde edilebilir (Zortuk, Bolpaça, Kılıç ve Özdemir, 2010).

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra silikon, modelde kalacak şekilde restorasyon ve model birbirinden ayrılır. Daha sonra koyu kıvamlı silikon karıştırılarak şekilli bir kalıp içine enjekte edilir ve akıcı silikondan elde edilen ölçü buraya gömülür.

Ölçümlerin standardize edilmesi için her seferinde aynı noktalardan ölçüm yapılmalıdır. Bunun için 2 yöntem kullanılabilir;

Birinci yöntemde dış rehber hazırlanır. Yani koyu kıvamlı silikonun döküldüğü kalıpta rehber oyuklar vardır. Fakat buradaki sıkıntı dayın her seferinde bu kalıba ortalı ve eşit derinlikte konumlandırabilmesinde yaşanan zorluktur. Bunu aşmak için Praça ve arkadaşları lego parçaları ve akrilik rezinden yararlandıkları bir yöntem geliştirmişlerdir. Öncelikler daylar standardize edilmiş bir akrilik reçine içine ortalı olarak ve basamak hattı bu akriliğin tam bitiş hattına denk gelecek şekilde yerleştirilmiş. Daha sonra şeffaf, kare bir lego içine daha önce oluşturulmuş lego iskelenin rehberliğinde batırılmıştır (Praça vd., 2018).

İkinci yöntemde ise iç rehber kullanılır. Silikon replika örnekleri kesilirken, iç kısımlarına yerleştirilen rehber yardımıyla parçalara bölünür. Bunun için önce prepare edilmiş dayanak dış taranarak bir CAD programına (örn; AutoCad) aktarılır (Şekil 1.11'a) daha sonra program vasıtasıyla, bilgisayara aktarılmış olan dayanak dış 2 eşit parçaya bölünür (Şekil 1.11' b, c, d) ve elde edilen bölünmüş parçalar .stl formatına dönüştürüldükten sonra dayanaklar belirlenir (Şekil 1.11'e), bölünmüş parçalar 3D yazıcı ile basılır (Şekil 1.11'f), işlem sırasında tutmayı kolaylaştıracak plastik bir çubuk ile birleştirilir (Şekil 1.11'g) ve silikon replikalar, internal bölgeye yerleştirilen rehber eşliğinde kesilir (Şekil 1.11'h) ve son olarak, mikroskop altında ölçümler yapılır (Şekil 1.11'i).



Şekil 1.10. İç rehber yöntemiyle hazırlanmış silikon replika örneği

Her iki yöntemle de elde edilen silikon kesitlerdeki, akıcı kıvamlı silikon kalınlığı restorasyon ve dayanak arasındaki boşluğu yansıtacaktır (Kim vd., 2013; Kim vd., 2017; Park vd., 2017; Praça vd., 2018).

Park ve arkadaşları, 2017’de yapmış oldukları bir çalışmada kazıma yöntemiyle 3 farklı tip materyalden üretilen kronların (lityum disilikat kron, zirkonya kron, PEKK kron) 2 farklı ölçüm metodu (silikon replika, 3 boyutlu süper impozisyon) kullanarak marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Bu sayede hem materyallerin uyumu kontrol edilmiş hem de ölçüm metotlarının doğrulukları değerlendirilmiştir. Buna göre her üç üretim yöntemi, klinik olarak kabul edilebilir aralık içinde marjinal boşluklar sergilemiş ve ölçüm metotları arasında yapılan araştırma sonucunda, oklüzal bölge değerleri arasında anlamlı farklılık gözükse de diğer bölgeler için anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Bu nedenle, her iki ölçüm yöntemi de marjinal ve internal uyumun doğrulama yöntemleri olarak uygulanabilir bulunmuştur (Park vd., 2017).

Silikon replika tekniği ile internal ve marjinal uyumun değerlendirilmesinin güvenilir bir uygulama olduğu ve bu yöntemin kolay kullanımı, klinikte uygulanabilirliği, değerlendirilen restorasyona zarar vermemesi gibi avantajları sayesinde tercih edilebilir olduğu görülmektedir (Laurent, Sheer, Dejou ve Laborde, 2008; Rahme, Tehini, Adib, Ardo ve Rifai, 2008; Falk, von Steyen, Franson ve Thoren, 2015).

Tezimizin konusu seçilirken daha önce yapılmış benzer çalışmalardan referans alınmıştır ve 3D yazıcılar ile CAD/CAM cihazlarının karşılaştırılması hedeflenmiştir. Ancak 3D yazıcı seçiminde yaygın kullanımı destekleyecek şekilde, piyasa şartları hekim bütçesini zorlamayacak daha uygun fiyatlı SLA cihazları seçilerek bunların yeterli performansı sağlayıp sağlayamadığı araştırılmıştır.

Lee, Lee ve Lee, 2017’de yapmış oldukları bir invitro çalışmada CAD/CAM ve 3D yazıcı sistemleri (Stratasys ve Dentis) ile üretilen geçici sabit restorasyonların internal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri sonuca göre 3D yazıcılar ile üretilen geçici restorasyonların daha üstün özelliklere sahip olduğu görülmüştür (Lee, Lee ve Lee, 2017).

Kang ve arkadaşları, 2018’de yapmış oldukları çalışmada stereolitografi cihazı (ZENITH Z512, Dentis, Daegu, Korea) ve frezeleme teknolojisi kullanarak ürettikleri geçici kronların gerçekliğini ve hassasiyetini karşılaştırmışlardır. Buna

göre CAD/CAM ile üretilen geçici kronların 3D yazıcı ile üretilenlerden gerçeklik bakımından daha üstün olduğu görülmüştür (Lee vd., 2017).

Chaturvedi, Alqahtani, Addas ve Alfarsi, 2020’de yaptıkları çalışmada 3 farklı üretim tekniği (geleneksel, CAD/CAM ve 3D yazıcı) kullanarak üretmiş oldukları geçici kronların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Buna göre 3D yazıcı (Form 2 3D printer, Formlabs Inc., USA) ile üretilen kronların daha iyi bir marjinal ve internal uyum gösterdiği sonucuna ulaşmışlardır (Chaturvedi, Alqahtani, Addas ve Alfarsi, 2020).

Tahayeri ve arkadaşları, 2018’de düşük maliyetli bir stereolitografi cihazı ve rezin materyali (FormLabs1+stereolithograph 3D yazıcı, (NextDent C&B Vertex Dental)) kullanarak geçici kron ve köprü restorasyonlarının üretiminin optimizasyonu ve mekanik özelliklerinin geleneksel geçici kron materyalleri (Integrity, Dentsply, Jet, Lang Dental Inc.) ile karşılaştırılması konusunda çalışma yapmışlardır. Buna göre örneklerin 90° yazdırma yönü ve beyaz renkte rezin ile üretilmesinin en optimal koşulları sağladığını ve yazdırma tabaka kalınlığının elastik modül veya tepe gerilimi arasında direk bir korelasyona yol açmadığını bulmuşlardır. 3D örneklerinin Jet materyali ile karşılaştırılabilir elastik modülü olduğunu fakat dikkate değer şekilde Integrity marka geçici materyalinden düşük elastik modülde olduğu sonucuna ulaşmışlardır. 3D yazıcılar ile üretilen geçici kronların intraoral kullanım için yeterli mekanik özelliklerinin olduğunu fakat buna rağmen seçilen baskı sisteminin yazdırma doğruluğunu kısıtladığı sonucuna varmışlardır (Tahayeri vd., 2018).

Abdullah, Pollington ve Liu 2018’de farklı CAD/CAM geçici restorasyonları ile direk geleneksel yöntemle elde edilen geçici restorasyon eşdeğerlerinin mekanik özelliklerini (marjinal, internal uyum, kırılma dayanımı, kırılma şeklini) karşılaştırmışlardır. Buna göre CAD/CAM geçici restorasyonlar çok daha üstün mekanik özellikler göstermişlerdir (Abdullah, Pollington ve Liu, 2018).

Mai, Lee ve Lee, 2017’de fotopolimer jetting 3D yazıcı ile CAD/CAM ve geleneksel üretim metodlarının geçici kron üretimi konusundaki üstünlüklerini restorasyon uyumu bakımından karşılaştırmışlardır. Silikon replika tekniği kullanılarak 4 bölge (proksimal, marjinal, internal aksial ve internal oklüzal) üzerinde değerlendirme yapılmıştır Buna göre marjinal ve proksimal bölgede CAD/CAM ve 3D yazıcı

belirgin yüksek özellikler gösterirken, oklüzal bölgede en yüksek uyum fotopolimer jetting cihazı ile elde edilmiştir (Mai, Lee ve Lee, 2017).

Bu çalışmanın amacı, giderek yaygınlaşan 3D yazıcılar ve CAD/CAM cihazlarının kullanılması ile elde edilen sabit tek  ye geçici restorasyonların, birbirleriyle ve kendi aralarındaki internal, marjinal uyumları değerlendirilerek, klinik kullanımlarının uygunluğunun araştırılmasıdır.

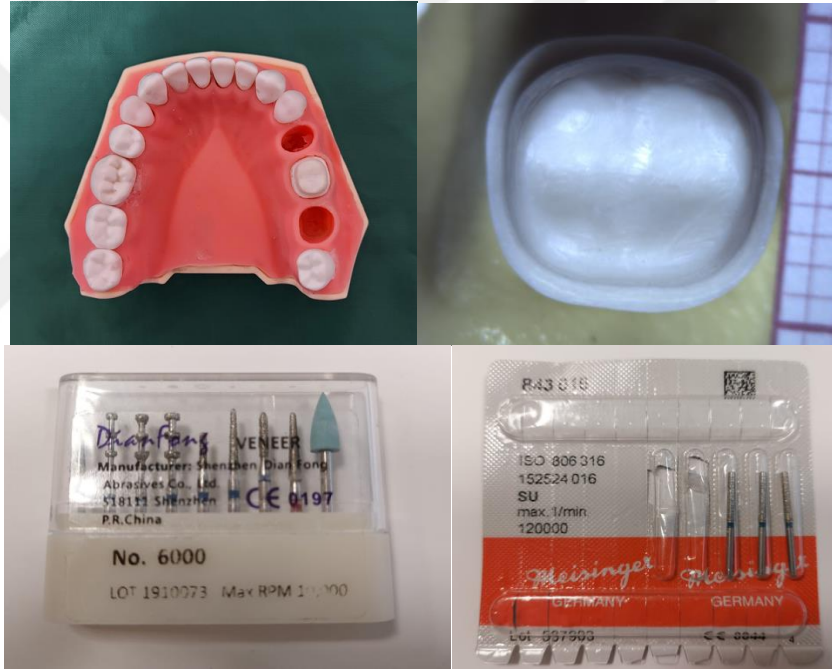
H₀ hipotezimize göre, CAD/CAM ve 3D yazıcı ile üretilen geçici kronların marjinal ve internal uyumları arasında bir fark yoktur.



2. MATERYAL VE YÖNTEM

2.1. Master Model ve Metal Dayların Elde Edilmesi

Mandibuler 1. Molar typodont diş (AG-3 ZPVK 46, Frasaco GmbH, Tettmang, Germany) dayanak olarak seçildi. Tam seramik kron preparasyon kurallarına uyularak şekillendirildi. Bunun için 2mm oklüzal redüksiyon; aksiyal duvarların konvergans açısı ortalama 6° olacak şekilde taper ve 1 mm shoulder basamak verilecek şekilde yüksek hızlı aerotor frez ve su soğutması altında çalışılarak preparasyon gerçekleştirildi, son olarak bir teknik laboratuvarında frezeleme cihazıyla basamakların üzerinden geçilerek, düzeltildi.



Şekil 2.1. Prepare edilen plastik diş ve kullanılan frezler

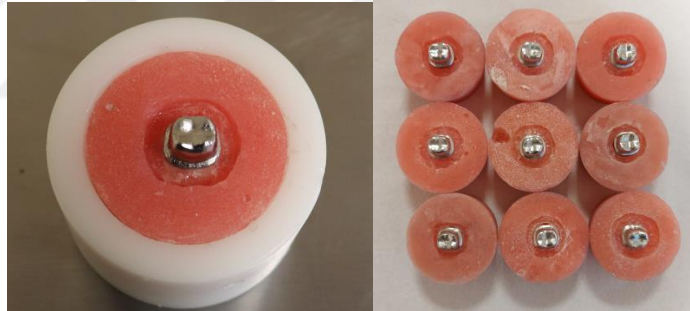
Prepare edilen diş bir intraoral tarayıcı (3Shape, Trios, Copenhagen K Denmark) ile taranarak bilgisayar ortamına aktarıldı. Daha sonra sinterleme cihazı (Redon Hybrid CNC makinesi) ile 40 adet metal krom kobalt çalışma dayı üretildi.



Şekil 2.2. Hazırlanan metal daylar

2.2. Üretilen Metal Dayların Akrile Gömülmesi

Elde edilen 40 adet metal day sonraki işlemler için kullanılmak üzere, tek tek akrile (S.C. soğuk tamir akriliği, IMICRYL, Türkiye, lot:18296) gömüldü. Bu sırada çiğneme simülörünün plastik parçaları kalıp olarak kullanıldı. Akrile gömülen metal dayın gömüldüğü yerin çevresinde ileriki aşamalarda basamağın net bir şekilde gözlemlenebilmesi amacıyla boşluk oluşturuldu.



Şekil 2.3. Metal dayların akrile gömülmesi

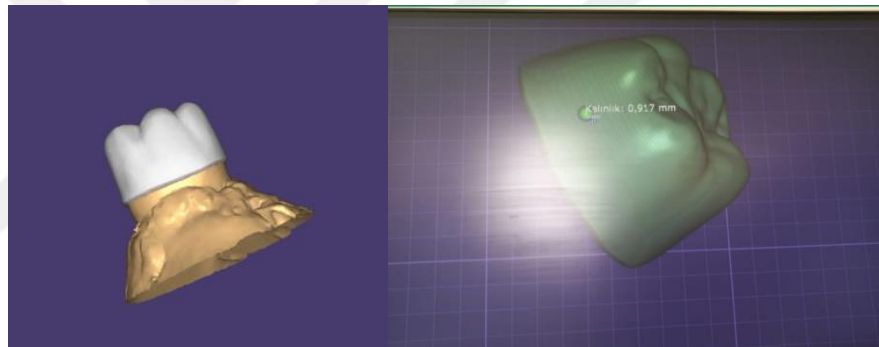
2.3. Geçici Kron Üretimi

Metal master modeller bir intraoral tarayıcı (TRIOS 3 Basic, Copenhagen, Denmark) ile taranarak dijital kopyaları elde edildi. Tarama işlemine geçilmeden önce daylar beyaz tarama spreyi (Dr.mat Dental White Scan Spray, Türkiye) ile kaplanarak ışık yansımalarının önüne geçildi.

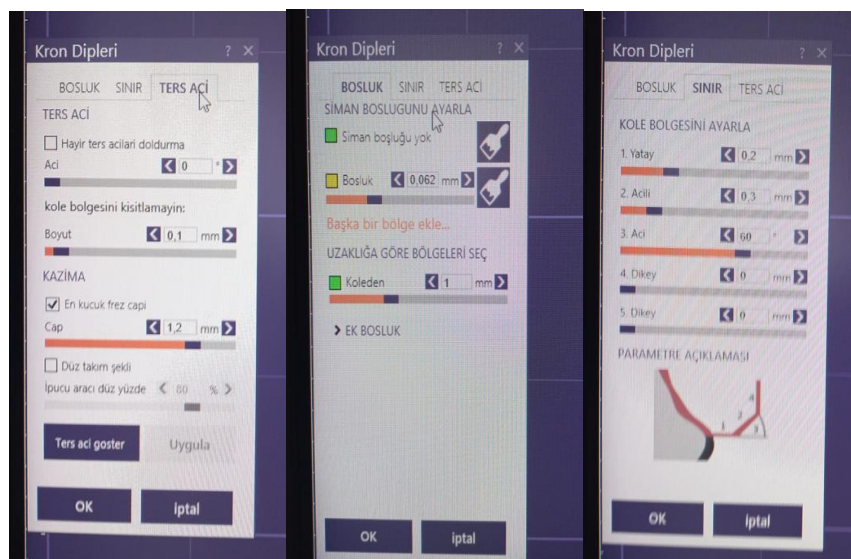


Şekil 2.4. İntraoral tarayıcı ve yansıma önleyici beyaz sprej

Bilgisayardaki CAD programı (Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany) ile siman aralığı 62 µm, aksiyel kalınlıklar 1-1,5 mm ve oklüzal yüz kalınlığı 1,5- 2 mm olacak şekilde tasarım yapıldı.



Şekil 2.5. ExoCAD programı ile üretime hazırlanan geçici kron tasarımı



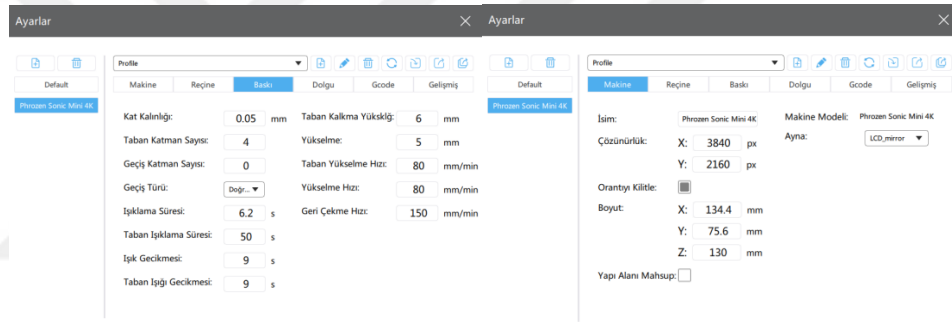
Şekil 2.6. ExoCAD programında ayarlanan parametreler

Tüm tasarımlar, her bir metal daya özgü olarak birbirinin aynısı olacak şekilde tasarlandı.

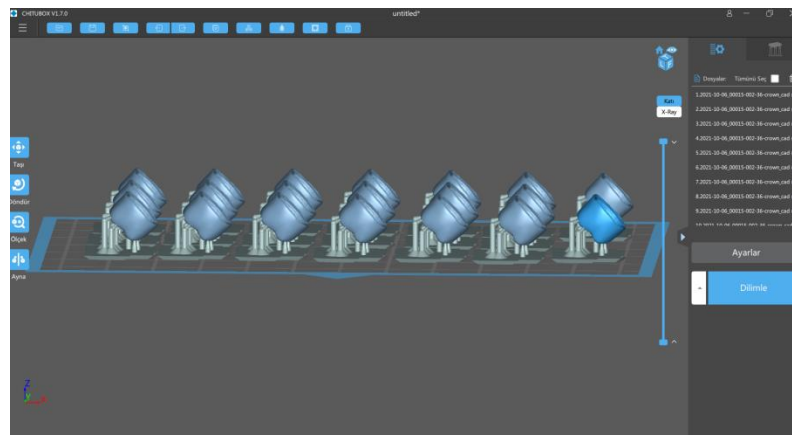
Elde edilen tasarımlardan CNC makinesi (Redon Hybrid, Türkiye) ile 20 adet frezelenmiş CAD/CAM geçici kron üretilmiştir.

Daha sonra 3D yazıcı ile geçici kronların üretilmesi aşamasına geçilerek öncelikle üretici firma önerisine uygun olarak Chitubox V1.7.0 (Guangdong, China) 3D baskı programı ile üretilecek olan geçici kronların katman kalınlığı 50 µm, baskı yönü 45° olarak ayarlandıktan sonra destekler eklenerek modeller dilimlendi.

Dilimleme işlemi gerçekleştirildikten sonra dosya uygun formatta kaydedilerek yazıcıya aktarılmıştır. 3D yazıcı (Phrozen sonic mini 4K SLA cihazı, Phrozen Technology, Hsinchu City, Taiwan) ve rezin (MACK4D GmbH, Neukieritzsch, Almanya, lot:2103083 3/2023) ile de 20 adet geçici kron üretildi.



Şekil 2.7. Yazıcıda kullanılan baskı parametreleri



Şekil 2.8. Basılmaya hazır geçici kron tasarımları



Şekil 2.9. Phrozen sonic mini 4K DLP cihazı

Baskıdan önce resin iyice çalkalanarak homojen bir hal alması sağlandı.

Yazdırma esnasında yazıcının kapağı ve tüm odadaki ışıklar kapatılarak yazdırma esnasında istenmeyen ışık kaynakların engellenmesi sağlandı.

Kronlar yazıcıdan çıkarıldıktan sonra destekler plastik spatula ile kronlardan ayrıldı ve 10 dk süre ile etil alkol solüsyonu içerisinde yıkama ve kürlleme makinesinde (Anycubic Wash & Cure 2.0) çalkalanarak durulandı ve 10 dk süre boyunca aynı makinede UV ışık altında tutularak kürlendi (Lee vd., 2021).



Şekil 2.10. Anycubic wash and cure cihazı

Bu işlemlerden sonra herhangi bir bitirme veya cila işlemi uygulanmadı ve kronların internal yüzeylerine dokunulmadı.

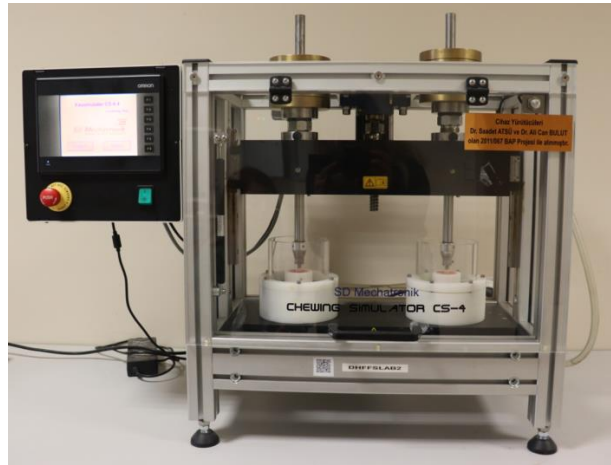
2.4. Silikon Replikaların Elde Edilmesi

Geçici kronlar elde edildikten sonra silikon replika tekniği ile marjinal ve internal uyumu yansıtacak olan replikaların hazırlanması aşamasına geçildi. Öncelikle akıcı kıvamdaki light body silikon (Elite HD+ light body fast set, Zhermack, Italy, Lot: 30349509/2021) firma talimatlarına uyularak karıştırıldı. Homojen bir şekilde karışan akıcı kıvamdaki silikon, geçici kronların internal bölgesine marjinal hattın 1 mm altında kalacak şekilde dolduruldu ve kronlar metal daylara parmak basıncıyla yerleştirildi. Metal daylara sıkıca yerleşen kronlar vakit kaybetmeden çiğneme simülatörüne (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2, Willytech, Germany) alınarak standardizasyonun sağlanması adına, silikonun sertleşmesi tamamlanıncaya dek (10 dk) $5\text{kg} \approx 50\text{N}$ kuvvet altında bekletildi (Juntavee ve Sirisathit, 2018).



Şekil 2.11. Metal daya adapte edilen akıcı kıvamdaki silikon ve geçici kron.

Klinik uygulamayı simüle etmek ve simantasyon kuvvetini daha eşit dağıtmak için test makinesinin kompresyon başlığı ile kron arasına alüminyum plaka yerleştirildi (Gavelis vd., 2004).



Şekil 2.12. Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2, Willytech, Germany)



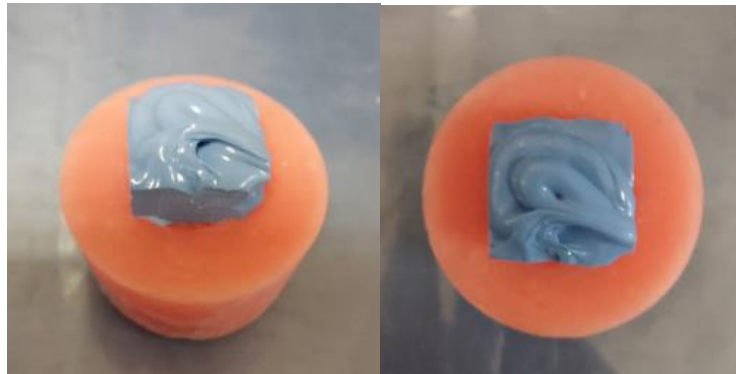
Şekil 2.13. 5 kg kuvvet altında sertleştirilen akıcı kıvamdaki silikon

Daha sonra ince silikon tabaka, metal dayın üstünde kalacak şekilde geçici kronlar dikkatlice çıkarıldı.



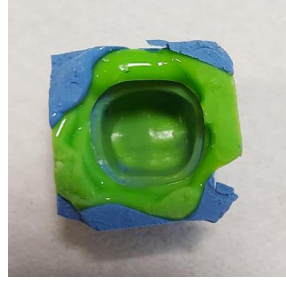
Şekil 2.14. Metal dayın üzerinde kalan silikon replika

Son olarak daha koyu kıvamlı silikon (Hydrorise implant, medium body, Zhermack, Italy, lot:300413 09/2021), metal day üzerindeki ince silikon tabakasının üzerine döküldü ve sertleşmesi için 6 dk süre ile bekletildi.



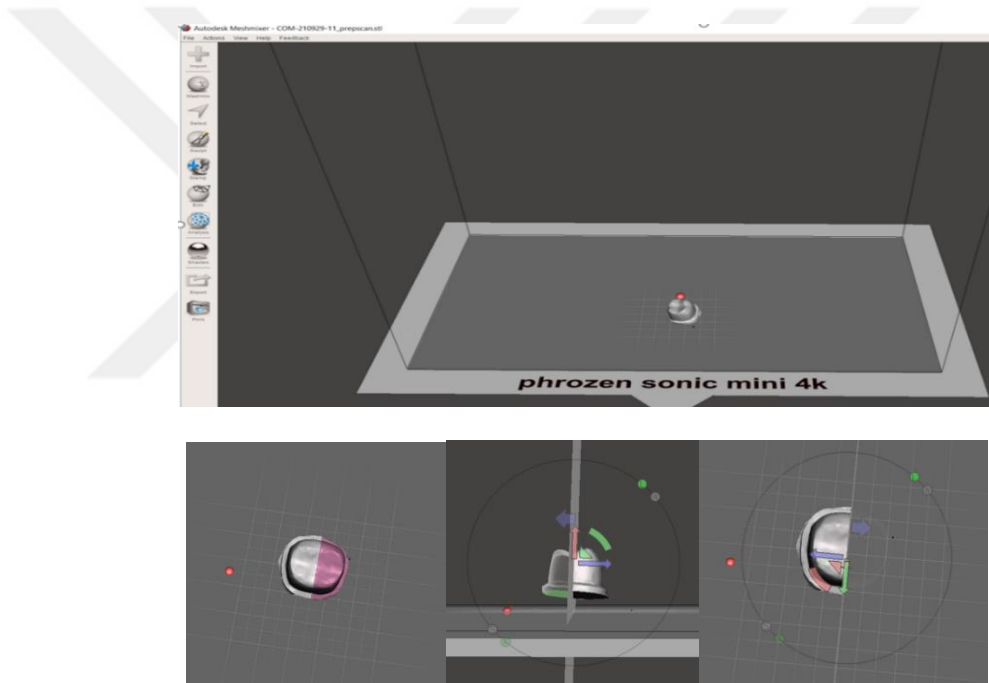
Şekil 2.15. Koyu kıvamlı bir silikon ile silikon replikanın desteklenmesi

Sertleşme işlemi tamamlandıktan sonra dayların üzerinden çıkarıldı.



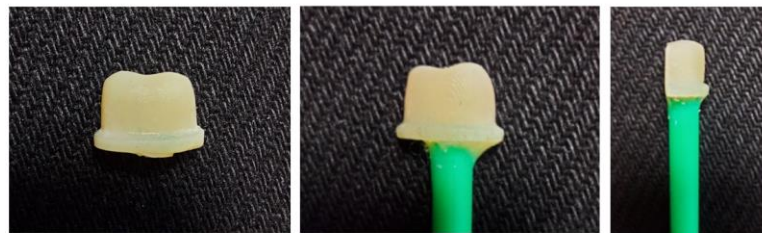
Şekil 2.16. Çıkarılan silikon relika örnekleri

Elde edilen örneklerin aynı doğrultularda eşit bir şekilde kesilebilmesi için iç rehber hazırlandı. İç rehberler, metal dayların dijital taraması Autodesk Meshmixer programı ile MD ve BL olarak 2 eşit parçaya ayrıldıktan sonra 3D yazıcıdan basılarak üretildi.



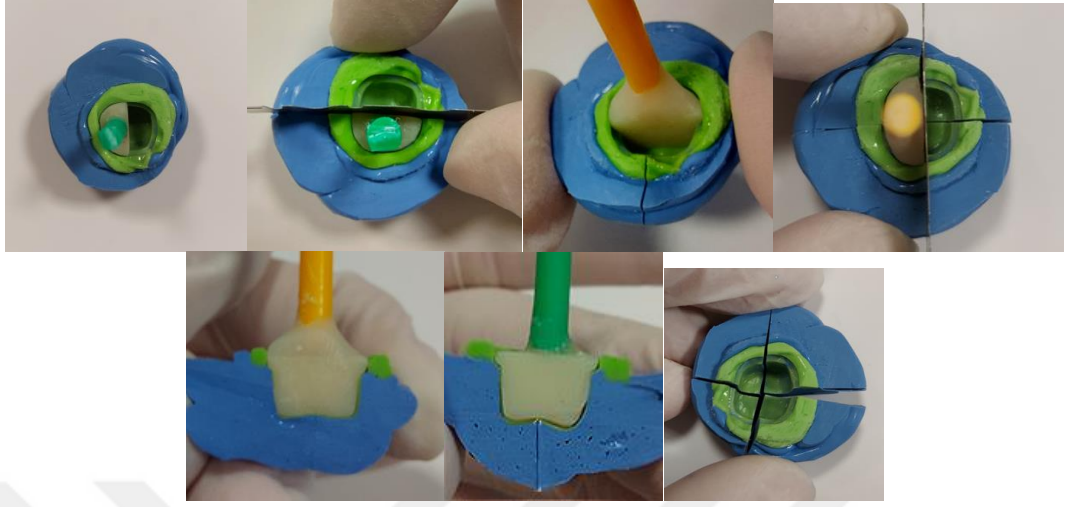
Şekil 2.17. İnternal rehberin Autodesk Meshmixer programında tasarlanması

Daha sonra tutmaya yardımcı olacak bir tutamaç ile birleştirildi.



Şekil 2.18. 3D yazıcıda basılan yarım kron ve tutamaçla birleştirilmesi

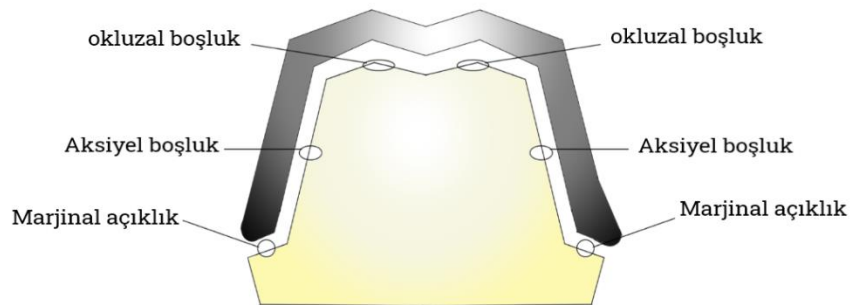
Silikon kalıplar iç rehber yöntemi ile, MD ve BL olarak keskin bir jilet ile rehber doğrultusunda kesildi.



Şekil 2.19. Örneklerin MD ve BL olarak kesilmesi

2.5. Ölçümlerin Yapılması

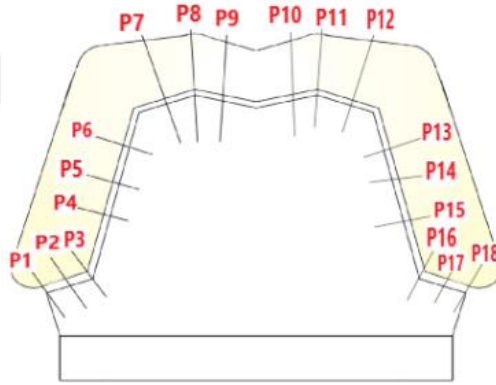
Ölçümler için MD ve BL olarak alınan kesitler üzerinde, her birinden ayrı ayrı, marjinal açıklığı değerlendirmek için marjinal bölgeden 3, internal boşluğu değerlendirmek için aksiyel bölgeden 3 ve oklüzal bölgeden 3 tane olmak üzere toplam 18 tane referans noktası seçildi. Referans noktalarının seçiminde daha önce yapılan çalışmalardan referans alındı (Türk, Sabuncu ve Ulusoy, 2018; Benli, Öngül, Karataşlı ve Rohlig, 2019). Toplamda her bir örnek için MD 18, BL 18 olmak üzere toplam 36 noktadan ölçüm yapıldı. Ölçümler, tek bir gözlemci tarafından ikişer kez yapıldı ve bunların ortalamaları alınarak tek bir ölçüm olarak değerlendirildi.



Şekil 2.20. Değerlendirilen bölgeler: marjinal, aksiyel ve oklüzal bölge

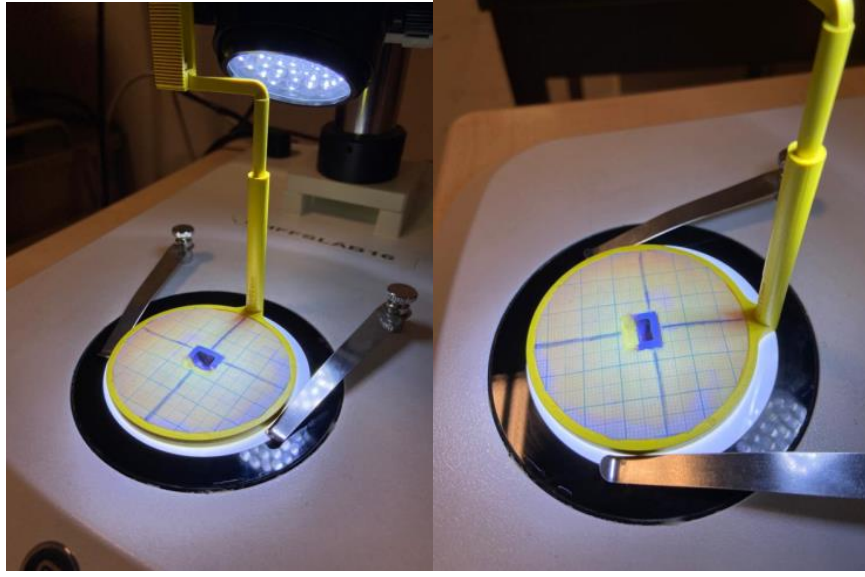
Ölçümler için seçilen referans noktaları Şekil 2.21’de gösterilmiştir. Buna göre BL kesiti incelerken marjinal açıklığın değerlendirilmesi için P1, P2, P3 ve P16, P17, P18 noktaları; internal uyumun değerlendirilmesi için aksiyel bölgedeki P4, P5, P6 ve P13, P14, P15 ile oklüzal bölgedeki P7, P8, P9 ve P10, P11, P12 noktaları ölçülerek her bir bölgedeki 6 noktanın ortalamaları alındı. Daha sonra ise aynı şekilde MD kesitlerde de ölçümler yapıldı. Marjinal, aksiyel ve oklüzal bölge olarak 3 bölgenin ortalaması alınırken Ryu, Kim, Kong, Chang ve Jung’un çalışması referans alındı (Ryu, Kim, Kong, Chang ve Jung, 2020).

P1 marjinin en dış noktası, P3 marjinal kenar ve aksiyel kenarın keşişim noktasıyken, P2 noktası ikisi arasındaki orta noktadır. Aksiyel duvardaki P4 noktası P3’ten 0,3 mm; P5 ve P6 noktaları arasında ise 0,2 mm mesafe bırakılarak ölçümler yapıldı. Oklüzal bölgedeki ölçümlerde P7 noktası oklüzal ve aksiyel kenarların keşişim noktasından 0,3 mm uzakta ve P8 ve P9 noktaları yine 0,3 mm aralıklarla ölçüldü. P10-P18 arası noktalar da simetrik şekilde aynı uzaklıklarla ölçüldü.



Şekil 2.21. Ölçümlerin yapıldığı noktalar (P1-P18)

Silikon replika parçaları optik mikroskop altında (EUROMEX, Nexius Zoom, STEREO MİKROSKOP) 40x büyütme oranı ile standart ölçümlerin yapılmasına olanak tanıyacak şekilde bir rehber ve milimetrik kâğıt ile fotoğraflandı. Ölçümler sırasında kullanılan rehber sayesinde mikroskop uzaklığı ve replika kesitlerinin her seferinde aynı mesafeden (11cm) fotoğraflanması mümkün kılındı.



Şekil 2.22. Bir rehber önderliğinde alınan stereomikroskop görüntüleri

Dijital ışık mikroskobunda, ölçüm skalası ile fotoğraflar çekildikten sonra bir bilgisayar programı (Adobe Photoshop cc, Adobe Inc, Windows) ile ölçümler tamamlandı ve Microsoft Excel’de listelendi.

3. BULGULAR

3.1. İstatistiksel Analiz Yöntemi

Ölçümlerden elde edilen verilerin istatistiksel analizleri, bir istatistik programı (SPSS 22.0) yardımı ile yapıldı. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma=SD) yanı sıra iki bağımsız grubun (CAD/CAM ve 3D) homojenliğini test etmek için Levene testi kullanıldı. Daha sonra ise marjinal, internal ve oklüzal aralık ölçüm değerlerinin ortalamasını karşılaştırmak için Student t-testi uygulandı. Sonuçlar $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

3.2. Üretim Sistemlerinin Kendi Aralarında Değerlendirilmesi

3.2.1. Genel ortalamalarına göre karşılaştırma ve tanımlayıcı İstatistik

İki farklı üretim sistemiyle üretilen geçici kronların toplam aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapma (SD) değerleri aşağıdaki çizelgede gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. CAD/CAM ve 3D yazıcıda üretilen örneklerin marjinal, aksiyel ve oklüzal bölgedeki ortalama ve standart sapma değerleri

		N (örnek sayısı)	Ortalama	Standard Sapma (SD)
Aksiyel ortalama	CAD/CAM	20	118.251 μm	2.64986 μm
	3D	20	108.149 μm	3.17947 μm
Oklüzal ortalama	CAD/CAM	20	148.114 μm	3.81637 μm
	3D	20	128.695 μm	4.69807 μm
Marginal ortalama	CAD/CAM	20	90.852 μm	2.29349 μm
	3D	20	92.359 μm	2.97019 μm

Aksiyel bölgede CAD/CAM grubunun ölçümünde ortalama değer 118.2 μm (± 0.0264) görülürken; 3D yazıcıda, 108.149 μm (± 0.3179),

Oklüzal bölgede CAD/CAM grubunun ortalama değeri 148.114 μm (± 0.381637) görülürken; 3D yazıcıda, 128.695 μm (± 0.469807),

Marjinal bölgede ise CAD/CAM grubunun ortalama değeri 90.852 μm (± 0.229349) görülürken; 3D yazıcıda 92.359 μm (± 0.297019) değerindedir.

Marjinal bölgede, hem CAD/CAM hem de 3D yazıcı örneklerinin marjinal bölgedeki ortalama değerleri, klinik olarak kabul edilebilir sınırın (120 μm) altında kalarak güvenilir noktalardadırlar. Her iki grup için de en düşük değerler marjinal bölgede ölçülürken; en yüksek açıklıklar oklüzal bölgede ölçülmüştür.

3.2.2. Levene testi ile Homojeniteye Bakılması

Grupların homojenliğini test etmek için Levene testi ile bakıldı. Değerler çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Marjinal, aksiyel ve oklüzal bölgelere ayrılan grupların homojenliğinin, Levene testi ile değerlendirilmesi

		Levene Homojenlik Testi	
		F	Sig.
Aksiyel Ortalama	Grupların homojenliği varsayıldığında	1.090	0.303
Oklüzal Ortalama	Grupların homojenliği varsayıldığında	0.738	0.396
Marginal Ortalama	Grupların homojenliği varsayıldığında	0.919	0.344

Levene testi sonuçlarına göre grupların homojen dağıldığı görülmektedir. $p=0,05$ iken değerler, aksiyel ortalama için $0,303>0,05$; oklüzal ortalama için $0,396>0,05$; marjinal ortalama için ise $0,344>0,05$ bulunmuştur. Tüm bölgelerdeki ortalamalar için elde edilen sigma değerleri $p=0,05$ ’ten büyük bulundu.

3.2.3. Student T-Testi

İki bağımsız grup için elde edilen marjinal ve internal aralık ölçüm değerlerinin ortalamasını karşılaştırmak için Student t-testi kullanıldı.

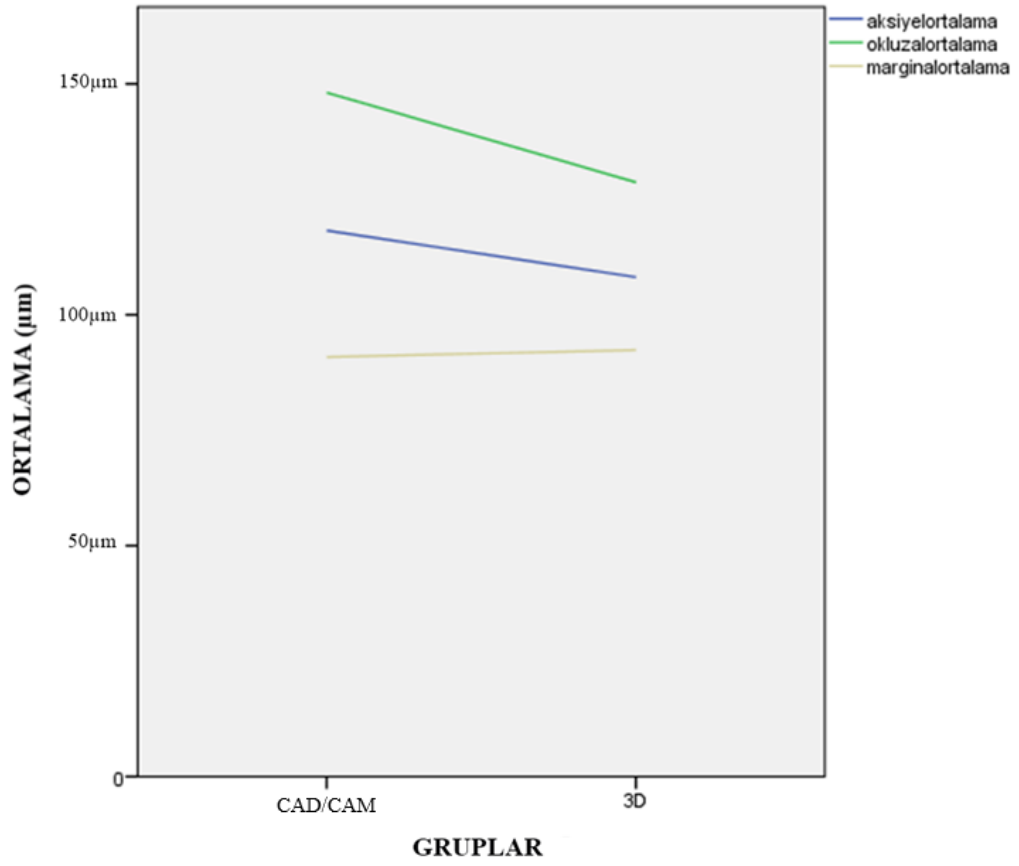
Çizelge 3.3. Marjinal, aksiyel ve oklüzal bölgelere ayrılan grupların Student t testi ile değerlendirilmesi

Gruplar	N	Marjinal Bölge Student T Test		
		Ortalama μm	Standart Sapma μm	p
CAD/CAM	20	90.852	2.29349	0.858
3D yazıcı	20	92.359	9.2359	

Gruplar	N	Aksiyel Bölge Student T Test		
		Ortalama μm	Standart Sapma μm	p
CAD/CAM	20	118.251	2.64986	0.282
3D yazıcı	20	108.149	3.17947	

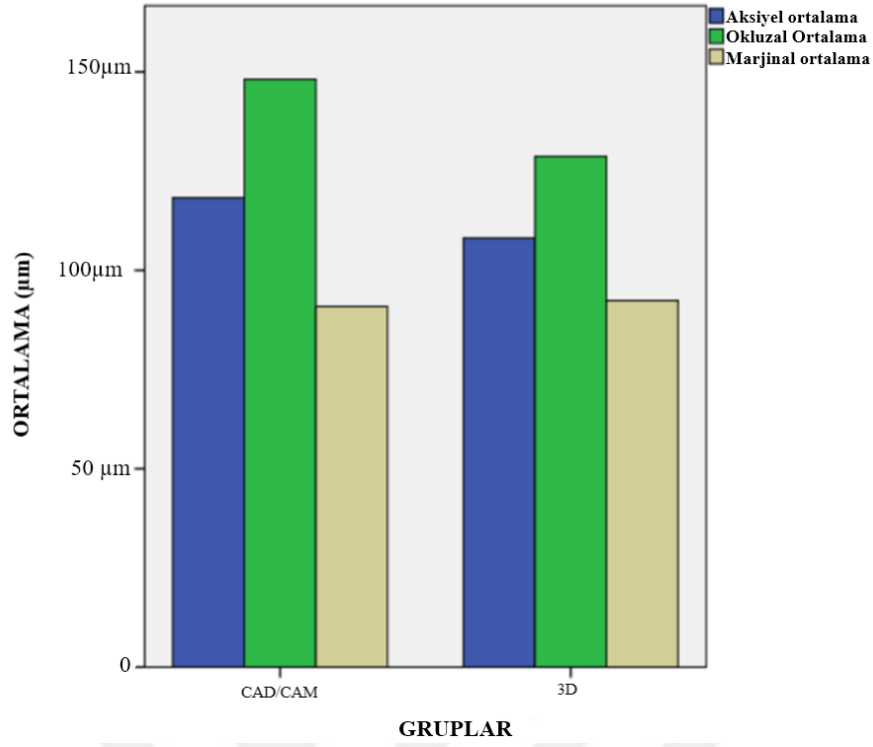
Gruplar	N	Oklüzal Bölge Student T Test		
		Ortalama μm	Standart Sapma μm	p
CAD/CAM	20	148.114	3.81637	0.160
3D yazıcı	20	128.695	4.69807	

Yapılan Student t-testi sonucuna göre 3D yazıcı grubuyla CAM/CAD grupları arasında, marjinal, aksiyel, oklüzal bölgelerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).



Şekil 3.1.Gruplar arası ortalama değerlerin çizgisel grafikte karşılaştırılması

Şekil 4.1.'deki grafiği incelediğimizde aksiyel ve oklüzal bölge değerlerinin CAD/CAM grubundan 3D yazıcı grubuna doğru yaklaştığı görülmektedir. Bu da bu bölgelerde, 3D yazıcı grubunun CAD/CAM grubuna göre daha küçük değerler gösterdiği anlamına gelir. Yani internal bölgelerde 3D yazıcı grubunun uyumu daha iyi bulunmuştur. Fakat marjinal bölgede CAD/CAM cihazı ile üretilen örneklerin değerlerinin, 3D yazıcı örneklerinden daha küçük olduğu görülmektedir. Yani CAD/CAM örnekleri marjinal bölgede daha iyi sonlanma göstermiştir.



Şekil 3.2. Gruplar arası ortalama değerlerin sütun grafiği üzerinde karşılaştırılması

İstatiksel anlamda CAD/CAM ve 3D yazıcıda üretilen örneklerde yapılan noktasal ölçümler sonucu, bölgelerde bir fark olmamasına rağmen, değerlerin özellikle 3D yazıcıda daha düşük olduğu görülmektedir (marjinal bölge hariç).

4. TARTIŞMA

Protez yapımında geleneksel yöntemlerle üretim, yapım tekniği ne olursa olsun bir dizi aşamayı ve malzeme kullanımını gerektirmektedir. Kullanılan malzemeye ve operatör kabiliyetine bağlı olarak hata riski de artmaktadır. Aynı zamanda işçilik masrafları da dezavantajlardandır. Bu ve benzeri sorunları çözmek adına, CAD/CAM sistemleri tanıtılmıştır. CAD/CAM sistemleri, temelde frezeleme ve eklemeli üretim sistemleri olmak üzere 2'ye ayrılır. Frezeleme sistemi, malzemeyi istenilen şekil ve boyutta kesen bir eksiltici imalat türüdür. Geleneksel yöntemlere göre daha fazla miktarda üretim sağlar, kullanımı kolaydır ve zamandan tasarruf sağlar (Park, Kim, Kim, Kim ve Kim 2015; Abdullah vd., 2016). Bu avantajlarından dolayı eksiltmeli CAD/CAM sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak fazla hammadde tüketimi ve frez israfı, sistemin maliyetini oldukça arttırmaktadır. Ayrıca piyasa şartları hala geniş kitlenin erişimine imkân sağlayacak ekonomik düzeyde değildir. Buna karşın eklemeli üretim metotları ekonomik olarak daha çok ümit vadeder (Park vd., 2015; Abdullah vd., 2016). Ancak yeni sistemlerdir ve üzerinde yapılacak daha çok araştırmaya gerek vardır. Ayrıca dental kliniklerde kullanılması önerilen sistemler hala pahalıdır. Yaygın kullanıma olanak sağlayacak ucuz cihazların kullanımının araştırılmasına ihtiyaç vardır.

Çeşitli eklemeli üretim metodları arasında, dental uygulamalar içinde, en popüler olanı stereolitografi (SL) dir. Yüksek doğruluk ve çözünürlük ile ince yapıların detaylarını ve pürüzsüz yüzey bitimini sağlar (Melchels, Feijen ve Grijpma, 2010; Abduo, Lyons ve Bennamoun, 2014). Stereolitografi tekniğinde bir obje, kolaylıkla polimerize olan ardışık ışığa duyarlı bir malzemenin katman katman biriktirilmesiyle inşa edilir. Tabaka kalınlığı ve basım yönü, polimerizasyon derinliği ve derecesi veya kütleme sonrası yapılan herhangi bir işlem üretilen nesnenin kalitesini ve çeşitli özelliklerini etkileyen faktörlerdendir (Puebla, Arcaute, Quintana ve Wicker, 2012; Della, Cantelli, Britto, Collares ve Stansbury, 2020).

Stereolitografi (SL) tabanlı 3D baskı (SLA,DLP,MSLA) bugüne kadar basılabilir malzemeler arasında en iyi uzamsal çözünürlüğü ve en izotropik mekanik özellikleri ürettiği yaygın olarak kabul edilir fakat daha çok geçici restorasyonlar, modeller ve prototiplerin üretiminde kullanılabilir (Dehurtevent vd., 2017; Childress, Alim, Hernandez, Stansbury ve Bowman, 2019; Della vd., 2020).

Stereolitografi alanında yapılan çalışmalar yıllar içinde daha da artan şekilde gelişim göstermektedir.

Bu çalışmalarda değerlendirilenler boyutsal doğruluk (Alharbi, Osman ve Wismeijer, 2016; Osman, Alharbi ve Wismeijer, 2017; Dikova vd., 2018; Kalberer, Mehl, Schimmel, Müller ve Srinivasan, 2019; Lee vd., 2019), dayanıklılık (Digholkar, Madhav ve Palaskar, 2016; Dehurtevent vd., 2017; Uçar, Meriç ve Ekren, 2017; Unkovskiy vd., 2018; Shim, Kim, Jeong, Choi ve Ryu, 2020) yüzey morfolojisi (Totu, Nechifor, Nechifor, Aboul-Enein ve Cristache, 2017; Dikova vd., 2018; Lee vd., 2019; Shim vd., 2020), antibakteriyel etki (Totu vd., 2017; Sa vd., 2019; Shim vd., 2020), sitotoksosite (Sa vd., 2019), internal ve marjinal uyum (Lee vd., 2017; Rong Li vd., 2019; Peng vd., 2020), kırılma direnci (Zandinejad, Methani, Schneiderman, Revilla-León, Morton, 2019), aşınma direnci (Kessler, Reymus, Hickel ve Kunzelmann, 2019), elastik modül (Unkovskiy vd., 2018; Rong Li vd., 2019), densite (Dehurtevent vd., 2017; Rong Li vd., 2019), yapısal büzülme (Dehurtevent vd., 2017; Rong Li vd., 2019), güvenilirlik (Dehurtevent vd., 2017; Uçar vd., 2017) ve benzeri parametrelerdir (Della vd., 2020).

SL teknolojisine dayalı 3D yazıcılar üzerinde yapılan bir araştırmada, değerlendirilen 47 çalışma içerisinde, 26 'sı DLP, 19'sı ise stereolitografi (SLA) teknolojisi kullanan çalışmalar. Araştırmacıların elde ettiği verilere göre DLP için en sık kullanılan üretici firma Rapid Shape ve SLA için FormLabs'tır (Della vd., 2020).

Dikova ve arkadaşlarının, dijital ışık projeksiyonu stereolitografisi (DLP), lazer destekli SLA ve malzeme ekstrüzyonu (FDM) temelinde çalışan üç farklı 3 boyutlu yazıcı sistemi tarafından üretilen 4 üyeli geçici köprü protezleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında, elde edilen protezlerin eksternal boyutlarının doğruluğu değerlendirilmiştir. Araştırmanın sonucuna göre bütün gruplar, master modele göre boyutsal farklılık göstermiştir. Ayrıca, lazer destekli ve DLP SLA'ya dayalı 3D yazıcıların, polimerik diş köprülerinin (geçici restorasyonlar veya döküm kalıpları) üretiminde başarıyla kullanılabileceğini, FDM sisteminin ise eğitim modelleri için daha uygun olduğu gösterilmiştir (Dikova vd., 2018).

Digholkar ve arkadaşlarının, hızlı prototipleme (RP), CAD/CAM frezeleme ve geleneksel yöntem kullanarak ürettikleri geçici restoratif materyallerin eğilme

mukavemetini ve mikrosertliğini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada, 3D baskıda ışıkla sertleşen mikro hibrit dolgulu kompozit, polimetil metakrilat bloğu ve geleneksel olarak üretilmiş ısıyla aktive edilmiş polimerize reçine grubu kullanılmıştır. Araştırmanın sonuçlarına göre CAD/CAM grubu en yüksek eğilme mukavemetine sahipken, RP tabanlı 3D baskılı ve ışıkla sertleşen mikro hibrit dolgulu kompozit en yüksek mikrosertliğe sahip bulunmuştur (Digholkar vd., 2016).

Bae, Jeong, Kim, ve Kim'in yürüttükleri in vitro çalışmada ise, farklı eklemeli imalat yöntemleri (stereolitografi aparatı ve seçici lazer sinterleme) kullanılarak üretilen inley restorasyonların doğruluğu, eksiltmeli imalat yöntemiyle (mum ve zirkonya) karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Sonuçlar, eklemeli üretim yöntemleri kullanılarak üretilen dental restorasyonların doğruluğunun, eksiltmeli yöntemlerden daha yüksek olduğunu göstermektedir. Bu nedenle, eklemeli üretim yöntemleri, eksiltmeli yöntemlere uygun bir alternatif olduğu düşünülmektedir (Bae, Jeong, Kim, ve Kim, 2017).

Reymus ve arkadaşları 2020'de DLP cihazı (printer D20II, Rapidshape, Heimsheim, Germany) ile ürettikleri sabit geçici diş protezlerinin (FDP'ler) basım yönü, krleme sonrası ve yapay yaşlanma sonrası, kırılma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Kontrol grubu olarak da bir CAD/CAM frezeleme cihazı ile geleneksel üretim metodunu seçmişlerdir. Buna göre değerlendirilen parametrelerin basılı FDP'lerin mekanik stabilitesi üzerinde bir etkiye sahip olduğu görülmüştür. Araştırmacılar elde ettikleri bulgulara göre geçici protezlerin retiminde 3D yazıcıların kullanılmasının, frezelenmiş ve geleneksel olarak üretilmiş olanlara bir alternatif sunabileceğinden bahsetmişlerdir. Fakat kullanılan malzemelerin yeterli mekanik özellikleri sağlaması için krleme sonrası doğru yöntemler kullanılmasının büyük önem arz edeceğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte 3D baskıda kullanılan malzemeler, uzun süreli kullanımlarını sorgulayacak şekilde, frezelenmiş PMMA malzemelerine göre, suni yaşlanmaya daha yatkın bulunmuşlardır (Reymus vd., 2020).

Mayer ve arkadaşları eklemeli üretim yöntemiyle (DLP, D20II, Rapidshape, Heimsheim, Germany) retilen uzun süreli geçici 3 üyeli PMMA sabit köprü protezinin, farklı malzeme seçimi ve farklı temizleme yöntemleri (isopropanol, YellowMagic 7, merkezkaç kuvveti) sonrası aşınma direnci ve kırılma dayanımı açısından frezeleme yöntemiyle karşılaştırarak araştırmışlardır. Buna göre basılan

restorasyonlar frezelenmişlere göre daha üstün aşınma direnci gösterirlerken daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir. Ayrıca temizleme yöntemleri arasında isopropanol grubunun negatif etkisi olduğu gösterilmiştir (Mayer vd., 2021).

Çalışmamızda, henüz yeni sayılabilecek bir stereolitografi tekniği alt türü olan, dental olarak ortalama ekonomik standartların altında bir MSLA eklemeli üretim cihazının, tek üye sabit geçici kron üretimindeki başarısını değerlendirmek için, frezeleme cihazıyla karşılaştırılmıştır. Bunun için marjinal ve internal uyumlarına silikon replika tekniği ile in vitro şartlarda bakılarak incelenmiştir.

4.1. Marjinal ve İnternal Uyum Alanında Yapılmış SLA Araştırmaları

Kim, Kim, Kim ve Kim 2014'te yapmış oldukları çalışmada SLA cihazıyla ve geleneksel wax up ile altyapı modellemeleri üretip daha sonra bunları revetmana alıp yakarak Cr-Co alaşımdan metal döküm altyapıları elde etmişlerdir. Üretilen protezlerin marjinal uyumunu silikon replika yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Buna göre SLA ile üretilen altyapıların her noktada daha fazla boşluk miktarı sergilediği görülse de; ortalama marjinal boşluk miktarı klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilinde kalmıştır (Kim vd., 2014).

Lee ve arkadaşları 2017'de, CAD/CAM frezeleme yöntemi ve 3D baskı yöntemi (Zenith, Dentisco, Seoul, South Korea ve Objet, Stratasys, İsrail) ile üretilen geçici kronların marjinal ve internal uyumunu değerlendirmişlerdir. Geçici restorasyonların marjinal ve internal uyumu, 3D baskı yönteminde CAD/CAM frezeleme yöntemine göre daha üstün bulunmuştur. Bu nedenle araştırmacılar tarafından 3D baskı yöntemi sadece geçici restorasyon üretimi için değil, aynı zamanda daha yüksek tamamlanma düzeyine sahip diş protezi üretiminde de uygulanabilir olarak değerlendirilmektedir (Lee vd., 2017).

Alharbi, Alharbi, Cuijpers, Osman ve Wismeijer (2018), tek üye tam kron restorasyonların marjinal ve internal uyumuna fabrikasyon yöntemi (SLA/3D baskılı, CAD/CAM frezeleme) ve farklı bitiş çizgisi konfigürasyonlarının etkisini değerlendirmek için bir çalışma yapmışlardır. Çalışmalarında internal ve marjinal boşlukların, imalat yönteminden ve bitiş çizgisi tasarımından önemli ölçüde etkilendiği gösterilmiştir. Ayrıca 3D baskılı restorasyonların, tüm noktalarda frezelenmiş restorasyonlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük

ortalama boşluk gösterdiği bulunmuştur. Üretim yöntemlerinin ise hem frezelenmiş hem de baskılı restorasyonlarda bitiş çizgisi tasarımının etkisine kıyasla uyum üzerinde daha fazla etki gösterdiği ortaya çıkarılmıştır. SLA baskılı geçici restorasyonlar, frezelenmiş restorasyonlardan daha düşük marjinal ve iç boşluk sergilerken, her iki teknik için de tüm değerler, CAD/CAM restorasyonları için rapor edilen değerler içinde kalmıştır. Araştırmacılar sonuçları değerlendirdiklerinde 3D baskının, frezelenmiş restorasyonlarla karşılaştırılabilir alternatif bir üretim yöntemi sunabileceği çıkarımında bulunmuşlardır (Alharbi, Alharbi, Cuijpers, Osman ve Wismeijer, 2018).

Earar ve arkadaşlarının 2020’de eksiltmeli ve eklemeli (DLP) CAD/CAM sistemleri ile PMMA materyali kullanılarak üretilen geçici kronları karşılaştırdıkları çalışmada, şu sonuçlara varmışlardır: Frezelenmiş PMMA geçici kronlar, DLP teknolojisi kullanılarak üretilen 3D baskılı kronlardan daha büyük internal boyutsal farklılık göstermiştir. Her iki prosedürle üretilen geçici kronlar arasındaki uyum varyasyonu ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. DLP teknolojisi ile frezeleme ve 3D baskı, klinik kullanım için geçici PMMA kronlarının üretiminde eşit olarak kullanılabilir bulunmuştur (Earar vd., 2020).

Peng ve arkadaşları 2020’de DLP cihazı, CAD/CAM frezeleme cihazı ve geleneksel yöntemle hazırladıkları tek üye geçici kronların marjinal ve internal uyumlarını silikon replika ve mikro bilgisayarlı tomografi yöntemlerinin her ikisiyle de değerlendirmişlerdir. Buna göre dijital yöntemlerin geleneksel yöntemle göre daha iyi uyuma sahip olduğu ve her iki dijital yöntem arasında anlamlı bir fark bulunmadığı sonucuna erişmişlerdir. Araştırmacılar iki ölçüm yöntemi arasında ise pozitif yönde orta derecede korelasyon bulmuşlardır (Peng vd., 2020).

CAD/CAM ve 3D yazıcıda üretilen geçici kronların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdiğimiz çalışmamızda, yapılan ölçümlerin ortalamalarına göre, bölgeler arasında istatistiksel bir fark olmamasına rağmen; ölçülen değerlerin özellikle 3D yazıcıda daha düşük olduğu görülmektedir. Bu da daha önce açıklanan çalışmaların sonuçlarıyla örtüşmektedir (Lee vd., 2017; Alharbi vd. 2018; Earar vd., 2020; Peng vd., 2020).

4.2. Çalışmamızda Seçilen Ortam

İn vivo ölçümler yapmak in vitro ölçümler yapmaktan daha zordur. İn vitro ortam, standart ve optimize edilmiş koşullar sunarken, in vivo ortamda bu şartlara ulaşmak nadiren mümkündür. Çünkü prepare edilecek dişin ağız içindeki konumu ile erişilmesi ve gözlenebilmesi zor alanların varlığı sonucunda, standarttan sapmalar gözlenecektir. Benzer şekilde bitiş çizgisinin konumu, hasta uyumu veya kan, nem, tükürük ve ısı gibi diğer etmenler de sonuçların kalitesini etkileyecektir (Gavelis vd., 2004; Contrepolis vd., 2013; Nawafleh vd., 2013). İn vitro koşullarda çalışan pek çok araştırmacı vardır (Gavelis vd., 2004; Kocaagaoglu vd., 2016; Kocaagaoglu vd., 2019; Earar vd., 2020; Keßler, Hickel ve Ilie, 2021; Lee, You, You, Kang ve Kim, 2021).

Buna rağmen klinik koşullar in vitro ortamda tam olarak yansıtılamaz ve bu sebeplerle in vivo koşullarda çalışan araştırmacılar da vardır (Scotti, Cardelli, Baldissara ve Monaco, 2011; Brawek, Wolfart, Endres, Kirsten ve Reich, 2013; Pradies, Zarauz, Valverde, Ferreira ve Martínez-Rus, 2015).

Biz de çalışmamızda standart parametrelere ulaşabilmek adına in vitro ortam koşullarını seçtik.

Ayrıca araştırmanın güvenilirliği için kronların yapılacağı çalışma modelleri boyut olarak standart olmalıdır ve preparasyon şekli belli kurallara riayet edilerek şekillendirilmelidir (Kara, 2019).

4.3. Diş Preperasyonu

Karmaşık anatomik yapı ve ölçü almadaki zorluk marjinal adaptasyonu etkileyebilir (Nawafleh vd., 2013). Fakat aşırı basitleştirilmiş şekilde ve gerçek diş anatomisiyle hiçbir ilişkisi olmayan düz bir oklüzal yüzeye sahip modellerin kullanımı ise klinik koşulları yansıtmaz. Bunun yerine klinik koşulları yansıtan anatomik preparasyon kurallarına riayet etmek daha doğru olur (Contrepolis vd., 2013). Bu tutuculuk ve destek dişe gelecek kuvvet dağılımı açısından da önem arz etmektedir (Kara, 2019).

Literatürde anatomik şekilleri yansıtmayan dayları kullanan çalışmalar (Baig, Gonzalez, Abu Kasim, Abu Kassim ve Farook, 2016; Park, Kim, Heo, Koak ve Seo, 2019) olsa da preparasyonun morfolojisi ve dişin ark içindeki konumunun marjinal doğruluğu etkileyen bir faktör olabileceği unutulmamalıdır (Baig vd., 2016). Bu

sebeple anatomik kron preperasyonunu tercih eden araştırmacılar oldukça fazladır (Quante, Ludwig ve Kern, 2008; Scotti vd., 2011; Brawek vd., 2013; Pradies vd., 2015; Kocaagaoğlu vd., 2019).

İdeal diş preparasyon prensipleri için yapılmış birçok çalışma vardır.

Düşük konvergens açısı yüksek hidrolik basınca sebep olur ve fazla simanın kaçışını engelleyebilir. Toplam konvergens açısının 10 ila 20° arasında olması tavsiye edilir (Contrepolis vd., 2013).

Beuer, Aggstaller, Edelhoff, Gernet ve Sorensen'in 2009'da yaptıkları çalışmada konvergens açısının marjinal-internal uyuma etkisi incelenmiştir. Bunun için; 4°, 8° ve 12°'lik açılara sahip örnekler hazırlanmış ve CAD/CAM yöntemiyle zirkon altyapılar üretilmiştir. En iyi sonuçlar 12° preparasyon açısına sahip örneklerde görülmüştür (Beuer, Aggstaller, Edelhoff, Gernet ve Sorensen, 2009).

Shillinburg ve arkadaşları ise maksimum tutuculuğun 2°-6° arasındaki preparasyon açısıyla elde edilebileceğinden bahsederler ve diş preparasyon prensiplerini belirtirler (Shillinburg vd., 1997).

Goodacre, Campagni ve Aquilino ise 2001 yılında preparasyon yöntemleriyle ilgili son 50 yılda yazılmış literatürleri inceleyerek ideal preperasyon açısının 10°-20° arasında olması gerektiğini bildirmiştir (Goodacre vd. , 2001).

Bir çok çalışma chamfer, shoulder, feather edge, bevel preparasyonları gibi farklı tipteki basamak tasarımlarının marjinal uyuma etkisi olduğunu bildirmiştir. Fakat en uygun basamak tipinin hangisi olduğuna dair kesin bir kanıt yoktur (Piemjai, 2001).

Chamfer bitiş çizgisinin düz shoulder a göre daha üstün olduğunu bulan çalışmalar vardır. Fakat bunun aksine iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak tipinin chamferden daha üstün olduğunu veya benzer sonuçlar elde edildiğini gösteren çalışmalar da vardır (Contrepolis vd., 2013).

Piemjai'nin 2001'de kron retansiyonuna, basamak şeklinin etki edip etmediğine dair yaptığı çalışmada, eğimli veya eğimsiz shoulder marjinlerin, chamfer marjinlerden daha iyi retansiyon sağladığını ve shoulder marjin tipleri arasında ise herhangi bir fark olmadığı sonucuna ulaşmıştır (Piemjai, 2001).

Gavelis ve arkadaşlarının feather edge, 90° shoulder, 45° shoulder, bevel verilmiş shoulder basamak tipleri arasında, en iyi marjinal uyum ve en iyi oklüzal uyum

gösterenin hangisi olacağını inceledikleri bir çalışmada, en iyi oklüzal uyum 90°shoulder basamak tipinde bulunmuştur. Fakat en iyi marjinal uyumun ise feather edge ve bevel verilmiş shoulder basamak tipinde bulunduğu sonucuna erişilmiştir (Gavelis vd., 2004).

Bir dereceye kadar eğri sergileyen bitiş çizgileri, diş eti marjinin varlığını daha iyi simüle ettikleri için in vitro testlerde tercih edilebilir (Contrepolis vd., 2013).

Shoulder basamak ile preparasyon bitim sınırı daha net görülebilir ve daha uyumlu restorasyonlar elde edilebilir. Ayrıca CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tarayıcılar,shoulder veya chamfer basamak şeklindeki bitim çizgilerini daha iyi algılayabilmektedir (Vita In-Ceram YZ for inLAB Brochure 2018).

Çalışmamızda mandibuler sağ 1. molar diş, full seramik kron preperasyon kurallarına uyularak, ideal klinik koşullara uygun prepare edilmiştir: 2 mm oklüzal redüksiyon; yaklaşık 6°'lik taper açısı ve 1mm genişliğinde 360° shoulder basamak verilmiştir. Tüm bu noktalara dikkat edilerek prepare edilmiş diş intraoral tarayıcı (3Shape, Trios, Copenhagen K Denmark) ile taranarak dijital ortama aktarılmış ve Redon Hybrid (Türkiye) CNC makinesi ile 40 adet metal krom kobalt çalışma dayı üretilmiştir.

Çalışma dayları; day materyali olarak CAD/CAM ile akrilik rezin bloktan (Mously, Finkelman, Zandparsa ve Hirayama, 2014; Park vd., 2019), krom kobalttan (Clark, Richards ve Meiers, 1995; Kim vd., 2018) ve Tip 4 alçıdan (Pelekanos vd., 2009; Hmaidouch vd., 2011; Rödiger, Schneider ve Rinke, 2018) üretilmiştir.

Metal model kullanımı materyalin dayanıklılığı sayesinde deneyler sırasında dayların aşınmasına veya hasar almasına engel olmak için tercih edilmektedir (Piemjai, 2001).

4.4. Siman Aralığı

Day ve protez arasındaki boşluk yaratılması marjinal adaptasyonu kayda değer şekilde artırır (Contrepolis vd., 2013). İnternal siman aralığı, sistemin hassasiyetine bağlı olarak kron uyumunu doğrudan etkiler (Prasad ve Kheraif, 2013; Özçelik vd., 2018).

Geleneksel sabit protezler üretilirken marjin haricindeki alanların die-speacer ile kaplanması önerilirken; bilgisayar destekli üretim tekniklerinde ise böyle bir

uygulamaya gerek yoktur ve kullanılan sistemin ara yüz programı ile siman boşluğu değeri seçilerek ayarlanır (Contrepolis vd., 2013).

Literatürde kenar uyumlarının incelendiği araştırmalarda siman aralığı 10µm- 85µm arasında verilmiştir (Kara, 2019).

Bilgisayar destekli tasarım yapılırken siman aralığı seçimi üzerine yapılan çalışmalar, seçilen değerin marjinal adaptasyonu etkileyebileceğini ortaya koymuştur. Küçük siman aralığı prematür kontaklara sebep olarak oklüzal yüzdeki fazla simanın kaçışına engel olur ve marjinal boşluğu genişletebilir (Contrepolis vd., 2013). Zira daha yüksek siman boşluğunun daha düşük değerlere nazaran önemli ölçüde daha iyi marjinal uyum gösterdiğini bulan çalışmalar vardır (Nakamura, Dei, Kojima, Wakabayashi, 2003; Iwai, Komine, Kobayashi, Saito ve Matsumura, 2008; Mously vd., 2014).

Fakat 120 µm'den büyük siman boşluğu için marjinal boşluk iyileştirmeleri, simanın polimerizasyon büzülmesinin yanı sıra internal uyumsuzluktan kaynaklanan zayıflıklar sebebiyle, gözlemlenmemiştir (Özçelik vd., 2018).

Literatürde ideal siman boşluğu ayarının 50 µm olduğu rapor edilmiştir. Teorik olarak 25 ile 40 µm arasında olan siman kalınlığı için ideal boşluk oluşturmak üzere 30 µm (Euán, Figueras-Álvarez, Cabratosa-Termes ve Oliver-Parra, 2014); ve üretim hatalarını telafi etmek için ek 20 µm (Baig vd, 2016) olmak üzere toplam 50µmdir. (Özçelik vd., 2018).

CAD sistemleri için kullanılacak die spacer miktarı, çeşitli çalışmalarda 50 ila 100 µm (Euán vd., 2014) veya 24 ila 110 µm (Jalali, Sadighpour, Miri, Shamsihri ve Sadighpour, 2015) olarak bildirilse de herhangi bir fikir birliğine varılamamıştır. Geçici restorasyon uyumu üzerindeki siman boşluğu etkisini değerlendiren çalışmalar da sınırlıdır (Özçelik vd., 2018).

Özçelik ve arkadaşlarının 2018 yılında yaptıkları çalışmada en küçük marjinal uyumsuzluk 20 ila 60 µm'lik bir siman boşluğu kullanıldığında elde edilmiştir (Özçelik vd., 2018).

Peng ve arkadaşları da DLP, CAD/CAM frezeleme ve geleneksel yöntem arasındaki farkı araştırdıkları bir çalışmada optimal siman aralığını 60 µm olarak belirlemişlerdir (Peng vd., 2020).

Bizim çalışmamızda da rezin materyalinin polimerizasyon büzülmesi göz önüne alınarak siman aralığı dijital ortamda 62 µm olarak belirlenmiştir.

4.5. Baskı Yönü

3D baskı yönteminde basılı örneklerin baskı yönü ve konumlandırma açısından anizotropik davranışı çeşitli çalışmalarla (Osman vd., 2017; Tahayeri vd., 2018; Unkovskiy vd., 2018; Park vd., 2019; Ryu vd., 2020) ortaya çıkarılmıştır. Buna göre baskı yönü, basılan objenin doğruluğunu etkilemektedir.

Tahayeri ve arkadaşları, baskı yönüne göre 3D baskı ile üretilen dikdörtgen reçine örneklerinin doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, z eksenine basılan örneklerin doğruluğu yüksek bulunmuştur (Tahayeri vd., 2018). Fakat buna benzer bir çalışma 2018 yılında Unkovskiy ve arkadaşları tarafından yapıldığında, z eksenini yazdırma parametresinin dikkat çekici şekilde hatalı olduğu ve bunun da Tahayeri ve arkadaşları ile çeliştiğini bildirmişlerdir. Sonuçlardaki tutarsızlığın destekleyici yapıların kullanımına bağlı olabileceği belirtilmiştir (Unkovskiy vd., 2018).

Alharbi ve arkadaşları, üç boyutlu süperimpozisyon tekniği ile 3D baskılı rezin kronunun doğruluğunu değerlendirmişler, boyutsal doğruluk ve bitirme, cilalama zamanlarını göz önünde bulundurarak 120°'lik baskı yönünün en iyi olduğu sonucuna varmışlardır (Alharbi vd., 2016).

Osman ve arkadaşları 9 çeşit baskı yönünde (90°, 120°, 135°, 150°, 180°, 210°, 225°, 240°, 270°) DLP metoduyla tek üye kronlar üretip, marjinal ve internal uyuma baskı yönünün etkilerini incelemişlerdir. Buna göre baskı yönleri marjinal ve internal uyumda farklılıklara sebep olurken ve en yüksek boyutsal doğruluk 135°'lik örneklerde gözlemlenmiştir (Osman vd., 2017).

Park ve arkadaşları 2019'da 3D baskı parametrelerinin marjinal ve internal uyuma etkisini inceledikleri 3 üyeli köprü ile yaptıkları çalışmada 2 farklı tabaka kalınlığı (50 ve 100 µm), 5 farklı basım yönü (0°, 30°, 45°, 60° ve 90°) seçerek DLP cihazı ile üretmişlerdir ve frezeleme metoduyla karşılaştırmışlardır. Değerlendirmelerini ise mikro bilgisayarlı tomografi yöntemiyle yapmışlardır. Buna göre marjinal ve internal uyum beraber göz önüne alındığında 45° ve 60°'lik baskı yönleri daha iyi sonuçlar verirken; 50 ve 100 µm tabaka kalınlıkları arasında marjinal uyum yönünden benzer olduğu, 3D yazıcılarla üretilen örneklerin frezeleme metoduna göre daha iyi sonuçlar

verdiği fakat her iki yöntemde üretilen örneklerin klinik olarak kabul edilebilir değerler arasında olduğu bulunmuştur (Park vd., 2019).

Ryu ve arkadaşları da geçici kronların 3D basımında, basım yönü ile ilgili araştırma yapmışlardır. Araştırma sırasında 6 farklı çeşit basım yönü (120° , 135° , 150° , 180° , 210° , 225°) seçilerek marjinal ve internal uyumları silikon replika tekniği ile incelenmiştir. Araştırmacıların sonuçlarına göre marjinal uyumun tüm basım yönlerinde klinik olarak izin verilebilir aralık olduğu gösterilmiştir. Buna rağmen internal uyum baskı yönüne bağlı olarak servikal ve oklüzal yüzeylerde farklılık göstermektedir. Araştırmacılar elde ettikleri sonuçlara göre marjinal ve internal uyumları göz önünde bulundurdıklarında, optimum basım yönünü 150° ve 180° olarak önermişlerdir (Ryu vd., 2020).

45° basım yönü, 45° 'lik açının bukkal kron yönelimini ifade ederken, 135° 'lik açı ise kronun lingual yönelimini ifade etmektedir. Yani 135° ve 45° basım yönü aynı değerleri ifade etmektedir. DLP teknolojisi kullanıldığında basım yönünün kron doğruluğu üzerindeki etkisi daha önce araştırılmış ve en yüksek doğruluk 135° açı kullanıldığında elde edilmiştir (Çakmak vd., 2021). Çalışmamızda üretici tavsiyesine göre kron basımında 45° baskı yönü kullanılmıştır.

4.6. Tabaka Kalınlığı ve Merdiven Etkisi

Katmanların tabaka tabaka birbiri üzerine eklenmesiyle ürün oluşturan 3D yazıcılar ile üretimin doğasında bulunan merdiven etkisi (staircase efekt), son ürün doğruluğuna ve yüzey pürüzlülüğüne doğrudan etki eder (You, You, Lee, Kim, 2015).

Mevcut teknoloji ile bu etki tamamen ortadan kaldırılamaz, ancak katman kalınlığı düşürülerek azaltılabilir. Daha düşük katman kalınlığı ayarları, ürünün doğruluğunu, yüzey pürüzlülüğünü ve adaptasyonunu iyileştirmeye fayda sağlarken, işlem süresini ise artırır (You vd., 2015).

Çakmak ve arkadaşlarının 2021'de yaptıkları çalışmada, tabaka kalınlığının 3D baskılı kompozit rezin kronların gerçekliği ve kenar kalitesi üzerindeki etkisini araştırmış ve frezelenmiş kronlarla karşılaştırılmıştır. Bunun için geçici kronlar 3 farklı katman kalınlığında (20, 50 ve 100 μm) basılarak incelenmiştir. Buna göre katman kalınlığının, 3D baskılı geçici kronların gerçekliğini ve kenar kalitesini etkilediğini göstermişlerdir. Frezelenmiş kronlar, internal yüzeylerde 100 μm

katmanlı kalınlıktaki 3D geçici kronlardan daha yüksek gerçekliğe sahip iken yine frezelenmiş kronlar en yüksek marjin kalitesine sahip bulunmuş, 20 µm ve 100 µm tabaka kalınlığında basılan kronlar en düşük marjin kalitesine sahip bulunmuştur. Araştırmacıların önerisine göre gerçeklik ve marjin kalitesi için, 100 µm yerine 20 veya 50 µm'lik bir katman kalınlığı tercih edilebilir (Çakmak vd., 2021).

Katman kalınlığının 3D baskılı kalıpların ve tam protezlerin gerçekliği üzerindeki etkisi gösteren çalışmalarda (Teixeira ve Reis, 2021; You, You, Kang, Bae ve Kim, 2021) en yüksek gerçeklik, 100 µm'lik bir tabaka kalınlığında gösterilmiştir. Bu ise Çakmak ve arkadaşlarının sonuçlarıyla çelişmektedir. Araştırmacıya göre sonuçlar arasındaki farklılığın, basılan nesnelerin yapısından kaynaklanabileceği ileri sürülmektedir. Karşılaştırılan çalışmalardaki protezler, tek üye kronların sahip olduğu kadar ince ve konik kenarlara sahip değildir, bunun yerine geniş düz ve yuvarlak yüzeylere sahiptirler. Katman kalınlığı çok küçük olduğunda, özellikle bu tür ince kenar boşluklarında farklılıklar meydana gelebilir. Yine Çakmak ve arkadaşlarının çalışmasına göre 50 µm grubunda 20 µm grubuna göre daha yüksek gerçekliğin görünmesinin sebebi bu olabilir (Çakmak vd., 2021).

Tahayeri ve arkadaşları düşük maliyetli bir stereolitografi (FormLabs1+) 3D yazıcı kullanarak, geçici kron ve köprü restorasyonları için bir dental materyalin 3D baskısını optimize etmek ve mekanik özelliklerini geleneksel olarak üretilmiş geçici dental materyallerle karşılaştırmak için bir çalışma yapmışlardır. Bunun için belirli boyutlardaki (25×2×2 mm) çubuklar, farklı yazıcı ayarlarında (baskı yönü ve reçine rengi) basılarak çubukların baskı doğruluğu ve mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre 90° oryantasyonunda ve beyaz reçine renk ayarında yazdırılan numuneler, nispeten daha yüksek baskı doğruluğu ile en uygun kombinasyon olarak seçilmiştir. Baskı katman kalınlığı ile elastik modül veya tepe gerilimi arasında doğrudan bir ilişki ise bulunamamıştır (Tahayeri vd., 2018).

Yine Park ve arkadaşlarının yapmış oldukları implant destekli 3 üyeli geçici köprü protezinin oturumunda basım parametrelerinin etkisini araştırdıkları çalışmalarında, internal boşluk hacminin 50 µm tabaka kalınlığında 100 µm'lik kalınlığa göre daha düşük değerde bulunmasına rağmen marjinal uyumun 100 µm'lik tabaka kalınlığında daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Bunun sebebinin ise, 50 µm katman kalınlığında artan katman sayısı nedeniyle hataların birikiminin fazla olmasına bağlanır (Park vd., 2019).

Çalışmamızda 50 µm tabaka kalınlığında geçici kronlar üretilmiştir ve sonuçlarımıza göre internal bölgelerde (aksiyel ve oklüzal) 3D yazıcı grubunun uyumu daha iyi bulunmuştur. Fakat marjinal bölgede CAD/CAM cihazı ile üretilen örnek değerlerinin, 3D yazıcı örneklerinden daha küçük olduğu görülmektedir. Marjinal bölgede ise 3D yazıcı değerlerinin CAD/CAM değerlerine göre daha yüksek çıkması, daha önceki çalışmalarda da belirtildiği gibi 3D yazıcı ile üretilen örneklerde, küçük alanlarda biriken hata oranlarının artması olabilir. Katmanların tabaka tabaka birbirini üzerine eklenmesiyle ürün oluşturan 3D yazıcılarda üretimin doğası gereği böyle bir durumla karşılaşılabilir. Marjinal bölgede kalınlığı azalan, sivri ve konik kenarlı kron tasarımlarının buna sebep olabileceği düşünülmektedir.

Protez iç yüzeyi uygulamaları sonuçların bozulmasına sebep olacağı için protez içine uygulanacak pürüzsüzleştirme işlemleri önerilmemektedir (Contrepolis vd., 2013). Bu sebeple herhangi bir iç yüzey müdahalesinde bulunulmamıştır.

Bitim işlemlerinde farklı durulama zamanlarının işlenen ürünlerin gerçekliğini ve kesinliğine etkinliğini araştıran Lee ve arkadaşları geçici kronların doğruluğu üzerinde durulama süresinin etkisinin olduğunu göstermişlerdir. 1 dk, 5 dk ve 10 dk süre ile duruladıkları örnek kronlardan, dış ve intaglio yüzeylerinin doğruluğu, farklı durulama süreleri arasında önemli ölçüde değişmiştir ancak marjinal yüzeylerin doğruluk ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kesinlik açısından, external, internal ve marjinal yüzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. 10 dakika süre ile durulanan geçici kronlar yüksek doğruluk göstermişlerdir (Lee vd., 2021).

4.7. Silikon Replika Yönteminin Değerlendirilmesi

Literatürde sabit kron-köprü restorasyonlarının marjinal adaptasyonlarını değerlendirmek için kullanılan test metotları arasında kesin bir yargıya varılabilmemiş değildir. Test tekniklerinde ve deney koşullarındaki farklılıklar, sonuçların değişmesine sebep olabilmektedir (Metiner vd., 2019).

Silikon replika tekniği, sabit diş protezlerinin, kronların ve inleylerin marjinal ve internal uyumunu değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Klinik kullanıma uygundur. Uygulama esnasında örneklere zarar gelmediği için de avantajlıdır. Silikon replikanın haricinde, örneklerin kırılmasını gerektiren diğer yöntemlerde, daha detaylı analiz yapılabilmesi için örnek sayısının arttırılması

gereklidir. Silikon replika tekniğinde ise bir örnekten daha fazla sayıda ölçüm yapılmasına imkan vardır (Laurent vd., 2008; Rahme vd., 2008; Falk vd., 2015).

Bu yöntemin dezavantajları da vardır, kron kenarını belirlemek zordur ve kron çıkarma işlemi sırasında silikon malzeme yırtılabilir (Park vd., 2019)

Falk ve arkadaşlarının 2015 yılında silikon replika tekniğinin güvenilirliğini (yani, yöntemin aynı sonucu tekrar tekrar gösterme yeteneğini) değerlendirmek için yaptıkları in vitro çalışmada, bu teknik ile bir restorasyonun özellikle distal noktalarında biraz daha fazla varyasyon meydana geldiği bulgusuna erişmişlerdir. Ayrıca, Reich ve arkadaşları ise, tekrarlanan mikroskop kayıtlarında varyasyon bulmuşlardır (Reich vd., 2008). Buna göre farklı faktörlerin sonuçlara etkisinin daha fazla değerlendirilmesi ve diğer yöntemlerle karşılaştırılması gerektiğini önerirler. Fakat yine de tekniğin, marjinal uyumun değerlendirilmesinde yararlı bir yöntem olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Falk vd., 2015).

Seegerström ve arkadaşları replika tekniğinin %2 ila %11 aralığında pozitif hataya (boşlukların fazla tahminine) sahip olduğunu göstermişlerdir (Seegerström vd., 2019).

Rahme ve arkadaşları replika tekniğinin doğruluğunu araştırmak için önce silikon replika tekniği ile ölçüm yapıp daha sonra aynı kronları kullanarak 20 örnek için ayrı ayrı cam iyonomer simanla simante ettikten sonra karşılaştırmışlardır. Buna göre, silikon malzemenin kalınlığı, bu deneyde kullanılan cam iyonomer simandan önemli ölçüde farklı bulunmamış ancak her bir yüzey (bukkal, palatal, mezial ve distal) servikal bölgede ayrı ayrı karşılaştırıldığında, iki teknik arasında önemli farklılıklar tespit edilmiştir. Buna rağmen replika tekniğinin, simantasyon sonrası kron boşluk boşluğunu simüle edebilen doğru ve güvenilir bir teknik olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Rahme vd., 2008).

Silikon replika tekniğinin, güvenilir bir teknik olduğunu ispatlayan bir çok çalışma vardır ve pek çok araştırmada tercih edilen bir yöntem olmuştur (Rahme vd., 2008; Kocaağaoğlu vd., 2016; Mai vd., 2017; Park vd., 2017; Ryu vd., 2020; Benli, Eker-Gümüş, Kahraman, Huck ve Özcan, 2021). Ayrıca kolay uygulanabilir oluşu ve kullanılan malzemelerin kolay erişilebilir olması sebebiyle çalışmamızda da tercih edilmesine sebep olmuştur.

Çalışmalarda kullanılan yöntemler arasında, simantasyon faktörü de önemli bir noktadır. Kimi değerlendirme yöntemlerinde simantasyon gerekliken, kimilerinde

gerekmemektedir. Silikon replika tekniğinde de simantasyon yapılmaz. Simantasyondan kaynaklanan farklılıklar da çalışmaların sonucuna etki edemez. Örneğin; siman tipi, toz/likit oranı, simantasyon süresi vs (Gavelis vd., 2004).

Siman tabaka kalınlığı miktarının, hem internal hem de marjinal uyumu etkilediği çeşitli çalışmalarda tespit edilmiştir (Alkumru vd., 1992; Nakamura vd., 2003).

Laurent ve arkadaşlarının 2008 yılında silikon replika tekniğini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada ise tekniğin güvenilirliğini, sonuçların farklı kalınlıklardaki akıcı kıvamdaki silikonundan ve ölçüm yapılan bölge konumundan etkilenip etkilenmediği araştırılmıştır. Buna göre kullanılan silikon tipinin ve ölçüm konumunun sonuçları etkilemeyeceği ve tekniğin restorasyon uyumunun doğruluğunu kontrol etmekte uygun olduğu bilgisine ulaşılmıştır (Laurent vd., 2008).

4.8. Uygulanan Kuvvet

Silikon replika tekniği uygulanırken restorasyonun daya adapte edilmesi sırasında kullanılan kuvvet, çeşitli araştırmalara göre farklılık göstermektedir.

Simantasyon esnasında hastanın ısırma kuvvetinden veya hekimin parmak kuvvetinden faydalanılabilir (Zortuk vd., 2010).

Çiğneme yada yutkunma sırasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişmektedir (Bulut ve Sağlam Atsü, 2015). Maksimum ısırma kuvveti ise 200 ile 600 N arasındadır. Zortuk ve arkadaşlarının 2010 yılında, 15 dişhekiminin katılımıyla sağladıkları çalışmada, parmak kuvvetinin kişiden kişiye 12 ile 67 N arasında değişebileceğini göstermişleridir (Zortuk vd., 2010).

Bazı çalışmalarda, klinik koşulları simüle etmek için parmak kuvveti ile yaklaşık 50 N (Quante vd., 2008; Kim vd., 2014; Park vd., 2015), 40 N (Abdullah vd., 2018) ve 20 N (Falk vd., 2015) kuvvet uygulanmıştır; bazı çalışmalarda ise 5 veya 6 kg'lık ağırlıklar uygulanmıştır. Bu da ortalama 60 N civarında bir kuvvete denk gelmektedir (Kalaycı ve Dilek, 2007).

Jørgensen'in 1960'da yaptığı çalışmada, 5 kg'dan fazla uygulanan kuvvetin siman film kalınlığı üzerinde bir etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır (Jørgensen, 1960).

Çalışmalarda uygulanan kuvvetleri netleştirmek için elektronik skala, universal test makinesi, instron cihazı veya çiğneme simülatörü kullanılmıştır (Kalaycı ve Dilek, 2007; Kim vd., 2014; Abdullah vd., 2018; Bulut ve Sağlam Atsü, 2021); Fakat bazı

Çalışmalarda herhangi bir doğrulama metodu belirtilmemiştir (Quante vd., 2008; Park vd., 2015).

Sertleşme suresince uygulanan kuvvetin değişmesinin, silikon tabaka kalınlığının değişmesine sebep olabileceği düşünülmektedir (Huang, Zhang, Zhu, Zhao ve Zhang, 2014).

Bazı çalışmalarda artan şiddette kuvvet uygulanmasının marjinal uyumu pozitif yönde etkileyeceği belirtilmektedir ve bu yüzden öncelikle parmak kuvveti ile adapte edilen kronlara daha sonra sentrik ilişki pozisynunda, maksimum ısırma kuvveti uygulanmasını önerilmiştir (Piemjai, 2001; Zortuk vd., 2010).

Bizim alışmamızda, tüm bunlar göz önünde bulundurularak, öncelikle parmak kuvvetiyle yerlerine adapte edilen kronlar daha sonra hemen çiğneme simülatörüne (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2, Willytech, Germany) alınarak 5 kg kuvvet altında 10 dk bekletilmiştir. Böylece değişken kuvvetlerin uygulanmasının önüne geçilerek her örneğe eşit miktarda ve eşit sürede kuvvet uygulanması sağlanmıştır.

4.9. lm Sayısı ve Model Sayısı

rnek sayısı ve örnek başına yapılan ölçümlerin sayısı istatiksel analizin sonuçlarına etki edebilir. Kenar boşluğunun farklı yerlerindeki bireysel ölçümler, ortalamadan önemli sapmalar ortaya çıkarabilir ve marjin mükemmeli bir uyuma sahip olsa dahi protezin klinik olarak kabul edilemez değerler almasına sebep olabilir (Contrepolis vd., 2013). Bu parametre kritik görünmektedir çünkü 300 m'lik bir mesafe içinde, marjinal açıklık aynı numune üzerinde 100 m dalgalanabilmektedir (Chan, Haraszthy, Geis-Gerstorf, Weber ve Huettemann, 1989).

rnek başına ölçüm sayısı ve örnek sayısı arttıkça, analizin kesinliği artar. Groten ve arkadaşlarına göre örnek sayısının azlığı örnek başına yapılan ölçümlerin arttırılması ile telafi edilebilir (Groten vd., 2000; Contrepolis vd., 2013).

Groten ve arkadaşları, marjinal uyumun değerlendirilmesinde ortalama değeri ± 5 m içinde tutan ölçüm sayısının 50 defadan az olmamasını önermişlerdir, en az ise 20-25 ölçümün yapılması gerektiği bildirilmiştir (Groten vd., 2000)

Gassino ve arkadaşları ise marjinal uyumun değerlendirilmesi için bir örnekten en az kaç ölçüm yapılması gerektiğini araştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada

6 örnek in vitro olarak incelenmek üzere seçilmiş (deneysel kron grubu); Buna göre, eşit mesafeli aralıklarda ölçüm yapılmasının, rastgele noktalardan alınan ölçümlere göre daha az hata verdiği bulunmuştur. Kabul edilebilir maksimum standart hata olarak 4 µm alındığında, ortalama değeri ± 5 µm içinde tutan minimum ölçüm sayısı, noktaların eşit uzaklıkta veya rastgele seçilmiş olmasına bakılmaksızın, deneysel kronlar için 18 noktada ölçüm yapılması gerekliliği sonucuna varılmıştır (Gassino vd., 2004).

Fakat literatürdeki çalışmalara bakıldığında araştırmacılar arasında seçilen örnek sayıları, ölçüm sayıları veya ölçüm noktaları arasında çok çeşitli varyasyonlar olduğu görülmektedir.

Ayrıca kimi araştırmacılar, replika üzerinde ölçüm yapılan yerleri bölgesel olarak (Hmaidouch vd., 2011; Ryu vd., 2020) gruplara ayırırken kimileri ise noktasal olarak (Lee vd., 2017; Jie, Hongjun, Alireza ve Kwok-Hung, 2021) değerlendirmişlerdir.

Kim ve arkadaşlarının prepare edilmiş 2 diş üzerine yaptıkları 3 üyeli bir köprüyü değerlendirdikleri çalışmada toplam 960 ölçüm yapılırken her dayanaktan (MD ve BL olarak) toplam 12 nokta üzerinde ölçüm yapılmıştır. Yani her replikadan 24 tane ölçüm yapılmıştır (Kim vd., 2014).

Laurent ve arkadaşları ise her replikadan 48 ölçüm yapmışlardır (Laurent vd., 2008).

Falk ve arkadaşları ise 4 üyeli bir FDP'den her bir diştten toplam 9 noktada ölçüm yaparlarken aynı FDP'den 10'ar defa ölçümlemlerini yineleyerek, toplamda 180 defa ölçüm yapmışlardır (Falk vd., 2015).

Hmaidouch ve arkadaşları marjinal ve internal uyumunu değerlendirmek istedikleri tek üye kronlar için her gruptan 20 örnek elde ederek çalışmalarını sürdürmüşler, her örnekten de 74 ölçüm noktası belirlemişlerdir. Daha sonra marjinal ve internal bölgelerde olmak üzere toplam 2 kısımda ölçümlemlerini gruplandırmışlardır (Hmaidouch vd., 2011).

Ryu ve arkadaşları 2020'de MD ve BL olarak kesitlere ayırdıkları örneklerden, toplam 18 noktada ölçüm yaptıktan sonra bu ölçümlemleri aksiyel, servikal, oklüzal ve marjinal olmak üzere gruplandırarak örneklerini değerlendirmişlerdir (Ryu vd., 2020).

Bir dişin M,D,B ve L olarak farklı bölgelerindeki yapılan ölçümlerin marjinal adaptasyonu etkileyebileceğine dair yeterli kanıt yoktur (Contrepolis vd., 2013).

Dikkat edilmesi gereken bir diğer husus da karşılaştırmaya izin vermek için ölçüm yapılan noktaların birebir aynısı olması gerekliliğidir (Laurent vd., 2008)

Çalışmamızda her örnek mesio-distal ve bukkal-lingual yönlerde aynı noktalardan kesilerek stereo mikroskop altında görüntülenerek fotoğraflanmıştır. Daha sonra bu fotoğraflar üzerinde, özel ölçüm yazılımıyla, her örnekte aynı noktalara denk gelecek şekilde 18 farklı noktadan, ölçüm yapılmıştır.

Seçilen noktalar her iki basamak, aksiyal ve oklüzal bölgeler olarak mezio-distal ve bukkal-lingual doğrultularda bölgelere ayrılmıştır ve değerlendirmelerimiz bölgesel olarak yapılmıştır.

4.10. Ölçümlerin Yapılması

Seçilen referans noktalarının ölçülmesinde ışık mikroskobu (Shillingburg, Hobo ve Fisher, 1973; Hmaidouch vd., 2011) veya elektron mikroskobu (Hamaguchi, Cacciatore ve Tueller, 1982) kullanan araştırmacılar vardır.

Hamaguchi ve arkadaşları daha önce benzer bir çalışmaya imza atmış olan Shillingburg ve arkadaşlarının çalışmasındaki gibi ışık mikroskobu kullanmayı düşünmüşler fakat; elektron mikroskobu ile ölçüm yapmanın ışık mikroskopunda karşılaşılan sınırlı alan derinliği nedeniyle daha doğru olacağı sonucuna varmışlardır (Hamaguchi vd., 1982). Buna göre ölçülecek iki nokta aynı düzlemde olmadıkça, her iki noktaya aynı anda odaklanma imkanının olmayacağından ve bunun da mikron cinsinden doğru bir şekilde ölçmeyi imkansız hale getireceğinden bahsederler (Hamaguchi vd., 1982; Bhowmik ve Parkhedkar, 2011). Fakat burada unutulmaması gereken nokta, 2 grup araştırmacının (Shillingburg ve Hamaguchi) mikroskop altında inceledikleri diş kesitlerinin dışbükey yapıda olması ve direk ölçüm yöntemini kullanmalarındır.

Bizim ise ölçümlerimizde kullandığımız kesitler, düz bir zemin teşkil ettikleri için bu açıdan herhangi bir sorun olmayacağı kanısındayız.

Ölçümler dijital ışık mikroskopunda, ölçüm skalası ile birlikte fotoğraflandıktan sonra bir ölçüm programı (AxioVision LE, Carl Zeiss) ile tamamlanmıştır.

4.11. Marjinal Boşluk Miktarı

Birçok araştırmacı klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluk miktarı hakkında araştırma yapmıştır (McLean ve Von, 1971; Moldovan vd., 2006; Nawafleh vd., 2013).

Sabit restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluk miktarını kesin olarak belirlemek zordur. Bu konu yoğun bir şekilde araştırılmıştır ve bildirilen değerler geniş bir skalada yayılım göstermektedir. Örneğin 7,5 µm ile 206 µm arasında (Nawafleh vd., 2013).

Bu tür bir varyasyon, esas olarak "uyum" tanımıyla ilgili tutarlılık eksikliğine, uyumu belirlemek için kullanılan yöntemlerde, izlenen test parametrelerinde ve incelenen seramik sistemlerde farklılıklara bağlanabilir (Nawafleh vd., 2013).

ADA'nın 8 nolu standartnamesine göre bir dental kronun yapıştırılması için uygun olan siman kalınlığının tip I yapıştırma ajanları için 25 µm'yi geçmemesi gerekirken tip II yapıştırma ajanları için ise 40 µm'yi geçmemelidir (ADA, 1971).

Fakat klinikte geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlarda bu siman aralığına nadiren ulaşılabilmektedir (Metiner vd., 2019).

Moldovan ve arkadaşları 2006 yılında yaptıkları çalışmada 100 µm'lik bir boşluğun ideal olduğunu ve kabul edilebilir aralığın 300 µm kadar yüksek olabileceğini bildirmişlerdir (Moldovan vd., 2006).

En çok alıntılanan çalışmalardan biri olan, McLean ve Von Fraunhauser'ın 1000'den fazla sabit restorasyon üzerinde yaptıkları 5 yıllık bir çalışmanın sonuçlara göre ise, 80 µm'den az bir marjinal boşluğun klinik koşullar altında tespit edilmesinin zor olduğunu ve 120 µm'nin ise maksimum tolere edilebilir marjinal açıklık olduğunu belirtmişlerdir (McLean ve Von, 1971).

Bununla birlikte, varılan fikir birliğine göre 100 µm'den az bir marjinal bağlantı klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur (ADA, 1971).

Çalışmamızda yapılan Student t-testi sonucuna göre 3D yazıcı grubuyla CAD/CAM grupları arasında, marjinal, aksiyel, oklüzal bölgelerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Örneklerinin ortalama değerleri ise marjinal bölgede, hem CAD/CAM (90.852 µm) hem de 3D yazıcı (92.359 µm) grubunda klinik olarak kabul edilebilir sınırın (120 µm) altında kalarak güvenilir

noktalardadırlar. Her iki grup için de en düşük değerler marjinal bölgede ölçülürken; en yüksek açıklıklar iki grup için de oklüzal bölgede ölçülmüştür. Fakat CAD/CAM sistemindeki restorasyonların oklüzal kısmında göreceli olarak daha büyük ortalama internal boşluk bulunmuştur. Bu sonuç daha önceki çalışmalarla tutarlı olmuştur (Tsitrou, Northeast, van Noort, 2007; Abdullah vd, 2016; Park, Lee, Bae, Kim, Kim, 2016; Alharbi vd., 2018), aralığın oklüzal (kimi çalışmalarda insizal (Alharbi vd., 2018)) bölgede fazla çıkmasının sebebinin frez şekli ile frez yarı çapının bu bölgede yeterli esnekliği sağlayamamasının olduğu düşünülmektedir. Sonuçlarımızın aksine 3D yazıcı grubunu, karşılaştırılan diğer örneklerden daha kötü adaptasyonda bulan çalışmalar da vardır (Sampaio, Niemann, Schweitzer, Hirata ve Atria, 2021). Sonuçlarımıza ters düşen bu farklılığın çalışmanın limitlerine bağlı olarak gelişebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızın limitleri; çalışma ortamının in vivo veya in vitro olması, preparasyon dizaynı, basamak tipi, marjinal-internal aralığı ölçme yöntemi, örnek sayısı ile örnek başına yapılan ölçüm sayısı gibi kriterlerdir (Contrepolis vd., 2013; Nawafleh vd, 2013). Bizim çalışmamızda da in vitro ortam seçimimiz, çiğneme basıncını çiğneme simülatöründe yapmamız ve silikon replika tekniğini kullanmamız limitasyon olarak değerlendirilebilir.

Ayrıca çalışmanın farklı tabaka kalınlıklarında yapılmasına ihtiyaç vardır.

5. SONUÇLAR

CAD/CAM ve 3D yazıcı ile üretilen geçici kronların aksiyel, marjinal ve oklüzal yüzeylerinde yapılan ölçümler incelendiğinde, istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülememiştir. 3D yazıcıda elde edilen marjinal aralık ölçümlerinin ortalaması, CAD/CAM cihazıyla elde edilen örneklerdeki gibi, klinik olarak kabul edilebilir sınırın (120µm) altında kalmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre 3D yazıcıların, geçici kron yapımında kullanımı klinik olarak uygundur fakat diş hekimliği için 3D baskılı malzemelerin mekanik davranışı hakkında literatür hala yeterli değildir. Bu nedenle daha çeşitli restorasyon planlamaları ile farklı özelliklerin de değerlendirildiği daha fazla araştırma yapılması zorunludur.

KAYNAKLAR

- Abdullah, A. O., Tsitrou, E. A., & Pollington, S. (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 24(3), 258–263. <https://doi.org/10.1590/1678-775720150451>
- Abdullah, A.O., Pollington, S., & Liu, Y. (2018). Comparison between direct chairside and digitally fabricated temporary crowns. *Dental Materials Journal*, 37(6), 957–963. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-315>
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *The International Journal of Prosthodontics*, 29(5), 503–510. <https://doi.org/10.11607/IJP.4835>
- Alharbi, N., Alharbi, S., Cuijpers, V. M. J. I., Osman, R. B., & Wismeijer, D. (2018). Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 218–226.
- American Dental Association(ADA). (1971). *for zinc phosphate cement. In: Guide to Dental Materials and Devices (ed 5). Chicago. Association: ANSI/ADA Specification No. 8.*
- ASTM International. (2013). Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies. *Rapid Manufacturing Association*, 10–12. <https://doi.org/10.1520/F2792-12A.2>
- Bae, E. J., Jeong, I. Do, Kim, W. C., & Kim, J. H. (2017). A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *igmö* 118(2), 187–193. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.11.004>
- Bağış B., Basmacı F.Ç., Ustaömer S., Özen B.(2006). Sabit geçici restorasyonlar.. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*;16:42-9.
- Baig, M. R., Gonzalez, M. A. G., Abu Kasim, N. H., Abu Kassim, N. L., & Farook, M. S. (2016). Effect of operators' experience and cement space on the marginal fit of an in-office digitally produced monolithic ceramic crown system. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 47(3), 181–191. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a34722>
- Balkaya, M. C., Çınar, A., & Pamuk, S. (2005). Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(4), 346–355. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.02.003>
- Behrend, D. A. (1967). Temporary protective restorations in crown and bridge work. *Australian Dental Journal*, 12(5), 411–416. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1967.tb00848.x>

- Benli, M., Öngül, D., Karataşlı, B. & Rohlig, B.G. (2019). Dijital ve konvansiyonel yolla üretilen kron restorasyonların uyum parametrelerinin karşılaştırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 40(2), 89-96.
- Benli, M., Eker-Gümüş, B., Kahraman, Y., Huck, O., & Özcan, M. (2021). Can polylactic acid be a CAD/CAM material for provisional crown restorations in terms of fit and fracture strength, *Dental Materials Journal* 40(3), 772–780. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-232>
- Beuer, F., Aggstaller, H., Edelhoff, D., Gernet, W., & Sorensen, J. (2009). Marginal and internal fit of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*, 25, 94-102
- Bhowmik, H., & Parkhedkar, R. (2011). A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(4), 196–203. <https://doi.org/10.4047/JAP.2011.3.4.196>
- Boberick, K. G., & Bachstein, T. K. (1999). Use of a flexible cast for the indirect fabrication of provisional restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82(1), 90–93. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)70132-0](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)70132-0)
- Brawek, P. K., Wolfart, S., Endres, L., Kirsten, A., & Reich, S. (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clinical Oral Investigations*. 17(9), 2119–2125. <https://doi.org/10.1007/S00784-013-0923-5/FIGURES/3>
- Bulut, A. C., & Sağlam Atsü, S. (2015). Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri ve Çiğneme Simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 25(1), 180–186.
- Bulut, A.C., & Sağlam Atsü, S. (2021). Occlusal Thickness and Cement-Type Effects on Fracture Resistance of Implant-Supported Posterior Monolithic Zirconia Crowns. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 36(3), 485–491. <https://doi.org/10.11607/jomi.8503>
- Burduröğlu, H. (2015). *Çeşitli Geçici Kron Materyallerinin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin İn-Vitro Karşılaştırılması*. T.C. Hacettepe Üniversitesi, Doktora Tezi
- Burke F.J., Murray M.C., Shortall A.C. (2005). Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dent Update*, 32, 443–4, 447–8, 450–2
- Çelik, G., Üşümez, A., & Sarı, T. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74–82. <https://doi.org/10.7126/cdj.2012.1545>
- Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. (1989). Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintessence Int*; 20:189-93.
- Chaturvedi, S., Alqahtani, N. M., Addas, M. K., & Alfarsi, M. A. (2020). Marginal and internal fit of provisional crowns fabricated using 3D printing technology. *Technology and Health Care*, 1, 1–8. <https://doi.org/10.3233/thc-191964>

- Chen, Z., Li, Z., Li, J., Liu, C., Lao, C., Fu, Y., Liu, C., Li, Y., Wang, P., & He, Y. (2019). 3D printing of ceramics: A review. *Journal of the European Ceramic Society*, 39(4), 661–687. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2018.11.013>
- Childress, K. K., Alim, M. D., Hernandez, J. J., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2019). Additive manufacture of lightly crosslinked semicrystalline thiol–enes for enhanced mechanical performance. *Polymer Chemistry*. 11(1), 39–46. <https://doi.org/10.1039/C9PY01452G>
- Chua, C. K., Leong, K. F., Lim, C. S.. (2003). Rapid Prototyping: Principles And Applications, 2nd Edition. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., p:303-327
- Clark, M. T., Richards, M. W., & Meiers, J. C. (1995). Seating accuracy and fracture strength of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 74(1), 18–24.
- Contrepolis, M., Soenen, A., Bartala, M., & Laviolle, O. (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(6), 447-454.e10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.003>
- Çakmak, G., Cuellar, A. R., Donmez, M. B., Schimmel, M., Abou-ayash, S., Lu, W., & Yilmaz, B. (2021). Effect of Printing Layer Thickness on the Trueness and Margin Quality of 3D-Printed Interim Dental Crowns. *Applied Sciences*.11, 9246.<https://doi.org/10.3390/app11199246>
- Çevik, D. (2018). Enstitü Anabilim Dalı : İşletme Enstitü Bilim Dalı : Üretim Yönetimi ve Pazarlama. Yüksek Lisans Tezi..T.C. Sakarya Üniversitesi İşletme Enstitüsü.Sakarya. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.11309.54247>
- Dehurtevent, M., Robberecht, L., Hornez, J. C., Thuault, A., Deveaux, E., & Béhin, P. (2017). Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental Materials*. 33(5), 477–485. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2017.01.018>
- Della, A., Cantelli, V., Britto, V. T., Collares, K. F., & Stansbury, J. W. (2020). 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials*, 37(2), 336–350.
- Digholkar, S., Madhav, V. N. V., & Palaskar, J. (2016). Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 16(4), 328. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.191288>
- Dikova, T., Bliznakova, K., Dikova, T. D., Dzhenkov, D. A., Ivanov, D., & Bliznakova, K. (2018). Dimensional accuracy and surface roughness of polymeric dental bridges produced by different 3D printing processes. *Archives of Material Science and Engineering*, 94(2), 65–75.
- Dolenc, A., & Mäkelä, I. (1994). Slicing procedures for layered manufacturing techniques. *Computer-Aided Design*, 26(2), 119–126.

- Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., McGarry, T. J., Goldstein, G., Goodacre, C., Guckes, A., Mor-, S., Rosenstiel, S., & Vanblarcom, C. (2017). The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(5), e1–e105.
- Dureja I., Yadav B., Malhotra P., Dabas N., Bhargava A., Pahwa R., et al. (2018) A comparative evaluation of vertical marginal fit of provisional crowns fabricated by computer-aided design/computer-aided manufacturing technique and direct (intraoral technique) and flexural strength of the materials: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 18:314-20.
- Earar, K., Iliescu, A. A., Popa, G., Iliescu, A., Rudnic, I., Feier, R., & Voinea-georgescu, R. N. (2020). Additive vs . Subtractive CAD / CAM Procedures in Manufacturing of the PMMA Interim Dental Crowns A Comparative in vitro Study of Internal Fit.*Rev.Chuum.(Bucharest).* 1, 405–410.
- Ersu, B., Yüzügüllü, B., & Canay, P. Ş. (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları.*Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 32(2), 58–72.
- Euán, R., Figueras-Álvarez, O., Cabratosa-Termes, J., & Oliver-Parra, R. (2014). Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: Influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 155–162. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2013.10.012>
- Falk A., von Steyern P.V., Fransson H, Thoren M.M.. (2015). Reliability of the impression replica technique. *Int J Prosthodont*;28:179-80
- Galante, R., Figueiredo-pina, C. G., & Paula, A. (2019). Additive manufacturing of ceramics for dental applications : A review. *Dental Materials*, 35(6), 825–846.
- Gassino, G., Barone Monfrin, S., Scanu, M., Spina, G., & Preti, G. (2004). Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *The International journal of prosthodontics*, 17(2), 218–223. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15119875>
- Gavelis, J. R., Morency, J. D., Riley, E. D., Sozio, R. B., Air, N., Hospital, S., Christi, C., Corp, W. M., Jelenko, J. F., & Rochelle, N. (2004). The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 92, 1–7.
- Givens E.J., Neiva G, Yaman P, Dennison J.B.,(2008). Marginal adaptation and color stability of four provisional materials. *J Prosthodont.* 17:97-101
- Goodacre, C., Campagni, W., & Aquilino, S. (2001). Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*, 85(4), 363-376
- Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., & Spence, D. M. (2014). Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. *Analytical Chemistry*, 86(7), 3240–3253.

- Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L., & Weber, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(1), 40–49. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(00\)70087-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(00)70087-4)
- Gupt P., Nagpal A., Samra R.K., Verma R., Kaur J., Abrol S.. (2017) A comparative study to check fracture strength of provisional fixed partial dentures made of autopolymerizing polymethylmethacrylate resin reinforced with different materials: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.*;17:301–9.
- Hamaguchi, H., Cacciatore, A., & Tueller, V. M. (1982). Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: An SEM study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 47(2), 146–153.
- Heboyen, A. G., Medical, Y. S., Movsisyan, N. M., Practice, P., Khachatryan, V. A., & Practice, P. (2019). Provisional Restorations in Restorative Dentistry. *World Science*, 3(June), 11–17. https://doi.org/10.31435/rsglobal_ws/30062019/6570
- Hmaidouch, R., Neumann, P., Mueller, W.D.. (2011). Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings. *Int J Comput Dent*, 14, pp. 219-226
- Hofmann, M. (2014). 3D printing gets a boost and opportunities with polymer materials. *ACS Macro Letters*, 3(4), 382–386.
- Huang, Z., Zhang, L., Zhu, J., Zhao, Y., & Zhang, X. (2014). Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *Journal of Prosthodontics*. 24 (2015) 291–295.
- Iwai, T., Komine, F., Kobayashi, K., Saito, A., & Matsumura, H. (2008). Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand*. 66(4), 214–218.
- Jain, R., Takkar, R. R., Jain, G., Takkar, R. R., & Deora, N. (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *Annals of Prosthodontics & Restorative Dentistry*, 2(2), 33–36.
- Jalali, H., Sadighpour, L., Miri, A., Shamshiri, A. R., & Sadighpour, L. (2015). Comparison of Marginal Fit and Fracture Strength of a CAD/CAM Zirconia Crown with Two Preparation Designs. *Journal of Dentistry* (Tehran, Iran), 12(12), 874.
- Javaid, M., & Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 9(3), 179–185. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.04.004>
- Jie, W., Hongjun, X., Alireza, S., & Kwok-Hung, C. (2021). Evaluation of Internal Fit and Marginal Adaptation of Provisional Crowns Fabricated with Three Different Techniques. *Sensors*, 21(740), 1–15.
- Jørgensen, K.D. (1960). Factors affecting the film thickness of zinc-phosphate cements. *Acta Odontol Scand*, 18, pp. 479-490

- Juntavee N, Sirisathit I. (2018). Internal accuracy of digitally fabricated cross-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline prosthesis. *Clin Cosmet Investig Dent*. 10:129–40, <http://dx.doi.org/10.2147/CCIDES.S168830>.
- Kalaycı, M.O. & Dilek, Ö. (2007). Farklı Boydaki İmplant Abutmanlarına Geçici Siman İle Simante Edilen Kronların Sökülebilmesi İçin Gerekli Vertikal Çekme Kuvvetlerinin Ölçümü Ve Değerlendirilmesi. Master Tezi. T.C. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul
- Kalberer, N., Mehl, A., Schimmel, M., Müller, F., & Srinivasan, M. (2019). CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 637–643. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2018.09.001>
- Kara, E., Buldum, B. B., Yılmaz, Ç., & Özkaya, N. (2016). 3B Yazıcı İle Kişiyeye Özgü İmplant Tasarımı. *International Symposium On 3d Printing Technologies*, 218–233.
- Kara, R. (2019). Farklı Cad/Cam Kron Alt Yapıların İnternal Ve Marjinal Uyumlarının İn Vitro İncelenmesi (C. 23, Sayı 3). Doktora Tezi. T.C. İstanbul Aydın Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü.İstanbul.
- Karaalioglu, O. F. ve Yeşil Duymuş, Z. (2008). Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Yöntemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 18(1), 25–32.
- Karaokutan, I., Sayin, G., & Kara, O. (2015). In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(1), 27–31. <https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.1.27>
- Katreva, I., T. Dikova, M. Abadzhiev, T. Tonchev, D. Dzhendov, M. Simov, S. Angelova, D. Pavlova, and M. Doychinova. (2016). 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment." *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis* 2.1: 7-11
- Kessler, A., Reymus, M., Hickel, R., & Kunzelmann, K. H. (2019). Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dental Materials*, 35(12), 1805–1812. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.005>
- Keßler, A., Hickel, R., & Ilie, N. (2021). In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength , flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. 40(3), 641–649.*Dental Materials Journal*. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-147>
- Kim, K.B., Kim, W.C., Kim, H.Y., Kim, J.H.. (2013). An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater*, 29, pp. e91-e96
- Kim, K., Kim, J., Kim, W., & Kim, J. (2014). In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental prostheses produced by stereolithography.*Dental Materials Journal*. 33(4), 504–509.
- Kim DY, Kim EB, Kim HY, Kim JH, Kim WC. (2017). Evaluation of marginal and internal gap of three-unit metal framework according to subtractive manufacturing and additive manufacturing of CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont.*; 9:463–469. PMID: 29279766.

- Kim, D. Y., Kim, J. H., Kim, H. Y., & Kim, W. C. (2018). Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt–chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(1), 56–64.
- Kim M, Kim J, Mai HN, Kwon TY, Choi YD, Lee CH, Lee DH. .(2019). Comparative clinical study of the marginal discrepancy of fixed dental prosthesis fabricated by the milling-sintering method using a presintered alloy. *J Adv Prosthodont.*;11:280–285.
- Kocaağaoğlu, H., Kılınç, H. İ., Albayrak, H., & Kara, M. (2016). In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 368–374. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.03.013>
- Kocaağaoğlu, H., Albayrak, H., Sahin, S. C., & Gürbulak, A. G. (2019). Evaluation of marginal adaptation in three-unit frameworks fabricated with conventional and powder-free digital impression techniques. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(5), 262–270. <https://doi.org/10.4047/jap.2019.11.5.262>
- Laurent, M., Scheer, P., Dejoux, J., & Laborde, G. (2008). Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns - Validation of the silicone replica method. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(2), 116–122. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2003.01203.x>
- Lee, W. S., Lee, D. H., & Lee, K. B. (2017). Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(4), 265–270.
- Lee, S., Hong, S. J., Paek, J., Pae, A., Kwon, K. R., & Noh, K. (2019). Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(1), 55–64. <https://doi.org/10.4047/JAP.2019.11.1.55>
- Lee, B., You, S., You, S., Kang, S., & Kim, J. (2021). Effect of rinsing time on the accuracy of interim crowns fabricated by digital light processing : An in vitro study. *J. Adv. Prosthodont.* 13,24–35.
- Li, R., Wang, Y., Hu, M., Wang, Y., Xv, Y., Liu, Y., Sun, Y.. (2019). Strength and Adaptation of Stereolithography-Fabricated Zirconia Dental Crowns: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont* , 32, 439–443. <https://doi.org/10.11607/ijp.626>
- Liu PR. A Panorama of Dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005; 26:507–8,510,512.
- Mai, H. N., Lee, K. B., & Lee, D. H. (2017). Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 208–215. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.030>
- Martin, N., & Jedyakiewicz, N. M. (1999). Clinical performance of CEREC ceramic inlays: A systematic review. *Dental Materials*, 15(1), 54–61. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00014-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00014-7)
- Mayer, J., Stawarczyk, B., Vogt, K., Hickel, R., Edelhoff, D., Reymus, M.. (2021). Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture

- load of resin-based temporary crown and bridge material. *Clinical Oral Investigations*. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-03905-9>
- McLean, J.W. and von Fraunhofer, J.A.. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Brit. Dent. J.* ,131, 107
- Melchels, F. P. W., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), 6121–6130. <https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2010.04.050>
- Metiner, C., Türker, Ş. B., & Keleş, M. A. (2019). Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Adaptasyon. *Marmara Dental Journal*, 1(3), 35–43. <https://doi.org/10.35333/erd.2019.12>
- Molinero-Mourelle, P., Canals, S., Gómez-Polo, M., Solá-Ruiz, M., del Río Highsmith, J., & Viñuela, A. (2018). Polylactic Acid as a Material for Three-Dimensional Printing of Provisional Restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(4), 349–350. <https://doi.org/10.11607/ijp.5709>
- Mondal, D., Haghpanah, Z., Huxman, C. J., Tanter, S., Sun, D., Gorbet, M., & Willett, T. L. (2021). Msla-Based 3D Printing Of Acrylated Epoxidized Soybean Oil - Nano-Hydroxyapatite Composites For Bone Repair. *Materials Science and Engineering: C*, 130, 112456. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2021.112456>
- Mously, H. A., Finkelman, M., Zandparsa, R., & Hirayama, H. (2014). Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 249–256. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.017>
- Muenks, D., & Kyosev, Y. (2021). Productivity Comparison Between Vat Polymerization and Fused Filament Fabrication Methods for Additive Manufacturing of Polymers. *Mary Ann Liebert, Inc.* <https://doi.org/10.1089/3DP.2021.0009>
- Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. . (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 16(3), 244-8.
- Nawafleh, N. A., Mack, F., Evans, J., Mackay, J., & Hatamleh, M. M. (2013). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), 419–428.
- Osman, R., Alharbi, N., & Wismeijer, D. (2017). Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology? *The International Journal of Prosthodontics*, 30(2), 182–188. <https://doi.org/10.11607/ijp.5117>
- Özçelik, T., Yilmaz, B., Şeker, E., & Shah, K. (2018). Marginal Adaptation of Provisional CAD/CAM Restorations Fabricated Using Various Simulated Digital Cement Space Settings. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(5), 1064–1069. <https://doi.org/10.11607/jomi.6271>
- Özden, S., & Demir, H. (2020). Polieter eter keton (peek) diş hekimliğinde yükselen materyal. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 2(2), 76–85. <https://dergipark.org.tr/en/pub/neudhfdergisi/issue/57651/763320>

- Palin, W., & Burke, F. T. (2005). *CAD/CAM Technology*. 32, 566–572.
- Park, J. Y., Kim, H. Y., Kim, J. H., Kim, J. H., & Kim, W. C. (2015). Comparison of prosthetic models produced by traditional and additive manufacturing methods. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(4), 294–302. <https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.4.294>
- Park J-Y, Lee J-J, Bae S-Y, Kim J-H, Kim W-C. In vitro assessment of the marginal and internal fits of interim implant restorations fabricated with different methods. *J Prosthet Dent* 2016;116:536–42
- Park, J. Y., Bae, S. Y., Lee, J. J., Kim, J. H., Kim, H. Y., & Kim, W. C. (2017). Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental prostheses: Comparison of the silicone replica technique and threedimensional superimposition analysis. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(3), 159–169. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.3.159>
- Park, G. S., Kim, S. K., Heo, S. J., Koak, J. Y., & Seo, D. G. (2019). Effects of printing parameters on the fit of implant-supported 3D printing resin prosthetics. *Materials*, 12(16). <https://doi.org/10.3390/ma12162533>
- Peñate, L., Basilio, J., Roig, M., Mercadé, M.. (2015). Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *J Prosthet Dent*, 114, 248-253
- Peng, C. C., Chung, K. H., Yau, H. T., & Ramos, V. (2020). Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 514–522. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.024>
- Pelekanos, S., Koumanou, M., Koutayas, S. O., Zinelis, S., & Eliades, G. (2009). Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *The European journal of esthetic dentistry: official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*, 4(3), 278–292.
- Piemjai, M. (2001). Effect of Seating Force, Margin Design, and Cement on Marginal Seal and Retention of Complete Metal Crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 14(5), 412–416.
- Prabhakar, M. M., Saravanan, A. K., Lenin, A. H., Jerin, I., Mayandi, K., & Ramalingam, P. S. (2021). Materials Today : Proceedings A short review on 3D printing methods , process parameters and materials. *Materials Today: Proceedings*, 45, 6108–6114. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.10.225>
- Praça, L., Pekam, F. C., Rego, R. O., Radermacher, K., Wolfart, S., & Marotti, J. (2018). Accuracy of single crowns fabricated from ultrasound digital impressions. *Dental Materials*, 34(11), e280–e288.
- Pradíes, G., Zarauz, C., Valverde, A., Ferreiroa, A., & Martínez-Rus, F. (2015). Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *Journal of Dentistry*, 43(2), 201–208.

- Prasad K, Shetty M, Alva H, Prasad A.. (2012). Provisional restorations in prosthodontic rehabilitations -concepts, materials and techniques. *NITTE University Journal of Health Science*.;2:72–77.
- Prasad R., Al-Kheraif A.A..(2013). Three-dimensional accuracy of CAD/CAM titanium and ceramic super structures for implant abutments using spiral scan microtomography. *Int J Prosthodont*. 26:451–457.
- Puebla, K., Arcaute, K., Quintana, R., & Wicker, R. B. (2012). Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*, 18(5), 374–388.
- Quante, K., Ludwig, K., & Kern, M. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 24(10), 1311–1315.
- Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo, A.S., Rifai, K.T. (2008) In vitro evaluation of “replica technique” in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract*; 9:25-32
- Regish, K. M., Sharma, D., & Prithviraj, D. R. (2011). Techniques of fabrication of provisional restoration: An overview. *International Journal of Dentistry*, 2011(January 2010). <https://doi.org/10.1155/2011/134659>
- Rekow, E. D. (2019). Digital dentistry : The new state of the art — Is it disruptive or destructive ? *Dental Materials*, 36(1), 9–24.
- Revilla-León, M., Meyers, M. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2018). A review on chemical composition , mechanical properties , and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent*, September, 1–7. <https://doi.org/10.1111/jerd.12438>
- Revilla-Leon, M., & Ozcan, M. (2019). *Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers : Current Status and Potential Application in*. 28(Fig 1), 146–158. <https://doi.org/10.1111/jopr.12801>
- Reymus, M., Fabritius, R., Keßler, A., Hickel, R., Edelhoff, D., & Stawarczyk, B. (2020). 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*, 24(2), 701–710. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02952-7>
- Rödiger, M., Schneider, L., & Rinke, S. (2018). Influence of material selection on the marginal accuracy of CAD/CAM-fabricated metal- And all-ceramic single crown copings. *BioMed Research International*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/2143906>
- Ryu, J. E., Kim, Y. L., Kong, H. J., Chang, H. S., & Jung, J. H. (2020). Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(4), 225–232. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.4.225>

- Sa, L., Kaiwu, L., Shenggui, C., Junzhong, Y., Yongguang, J., Lin, W., & Li, R. (2019). 3D printing dental composite resins with sustaining antibacterial ability. *Journal of Materials Science*, 54(4), 3309–3318.
- Sampaio, C. S., Niemann, K. D., Schweitzer, D. D., Hirata, R. and Atria, P. J.. (2021). “Microcomputed tomography evaluation of cement film thickness of veneers and crowns made with conventional and 3D printed provisional materials,” *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(3), 487–495,
- Schaefer O, Kuepper H, Thompson GA, Cachovan G, Hefti AF, Guentsch A. Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. *Dent Mater* 2013; 29:851-8.
- Scotti, R., Cardelli, P., Baldissara, P., & Monaco, C. (2011). Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *Journal of Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2011.10.005>
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., & Fisher, D. W. (1973). Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(3), 276–284. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00239-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00239-7)
- Shim, J. S., Kim, J. E., Jeong, S. H., Choi, Y. J., & Ryu, J. J. (2020). Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(4), 468–475.
- Simeone, P., & Pilloni, A. (2004). Temporary crowns: Repositioning key as a new technical approach in the clinical relining phase. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(5), 284–288. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2004.tb00054.x>
- Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.018>
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone—A suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209–1216. <https://doi.org/10.1002/JBM.B.32932>
- Sun, J., & Zhang, F. Q. (2012). The Application of Rapid Prototyping in Prosthodontics. *Journal of Prosthodontics*, 21(8), 641–644.
- Suzuki, S., Katsuta, Y., Ueda, K., & Watanabe, F. (2020). Marginal and internal fit of three-unit zirconia fixed dental prostheses: Effects of prosthesis design, cement space, and zirconia type. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(4), 460–467. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2019.12.005>
- Tahayeri, A., Morgan, M. C., Fugolin, A. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., Ferracane, J. L., & Bertassoni, L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*, 34(2), 192–200. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.003>

- Teixeira, V., & Reis, D. (2021). Influence of parameters and characteristics of complete denture bases fabricated by 3D printing on evaluated properties: a scoping review. *The International journal of prosthodontics*. <https://doi.org/10.11607/IJP.7473>
- Tom TN, Uthappa MA, Sunny K, Begum F, Nautiyal M, Tamore S..(2016). Provisional restorations: an overview of materials used. *J Adv Clin Res Insights*.3:212-4. <https://doi.org/10.15713/ins.jcri.141>
- Totu, E. E., Nechifor, A. C., Nechifor, G., Aboul-Enein, H. Y., & Cristache, C. M. (2017). Poly(methyl methacrylate) with TiO₂ nanoparticles inclusion for stereolithographic complete denture manufacturing – the future in dental care for elderly edentulous patients? *Journal of Dentistry*, 59, 68–77. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2017.02.012>
- Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. (2007). Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent*.35,1:68-73
- Türk A.G., Sabuncu M., Ulusoy M..(2018).Evaluation of adaptation of ceramic inlays using optical coherence tomography and replica technique. *Braz Oral Res* 32:e005.
- Uçar, Y., Meriç, A., & Ekren, O. (2017). Layered Manufacturing of Dental Ceramics: Fracture Mechanics, Microstructure, and Elemental Composition of Lithography-Sintered Ceramic. *Journal of Prosthodontics*, e310–e318. <https://doi.org/10.1111/jopr.12748>
- Unkovskiy, A., Bui, P. H. B., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, 34(12), e324–e333. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011>
- Vasamsetty, P., Pss, T., Kukkala, D., Singamshetty, M., & Gajula (2020). 3D printing in dentistry – Exploring the new horizons. *Materials Today: Proceedings*, 10–13. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.01.049>
- Villias, A. A., Kourtis, S. G., Karkazis, H. C., & Polyzois, G. L. (2021). In vitro validation of Digital Image Analysis Sequence (DIAS) for the assessment of the marginal fit of cement-retained implant-supported experimental crowns. *International Journal of Implant Dentistry*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/s40729-021-00290-6>
- Wang, Q., Mitsumura, N., Chen, Q., Sarkar, A., Kurokawa, H., Sekiguchi, K., & Sugiyama, K. (2014). Investigation of condensation reaction during phenol liquefaction of waste woody materials. *International Journal of Sustainable Development and Planning* (C. 9, Sayı 5). <https://doi.org/10.2495/SDP-V9-N5-658-668>
- Wohlers Associates Inc. (2015). Wohler's report 2015 - 3D printing and additive manufacturing state of the industry. Annual Worldwide Progress Report. *Wohlers Report 2012*, 32–42.

- Woo, H. W., Cho, S. A., Lee, C. H., Lee, K. B., Cho, J. H., & Lee, D. H. (2018). Precision of the milled full-arch framework fabricated using pre-sintered soft alloy: A pilot study. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(2), 128–131.
- Vita In-Ceram YZ for inLAB Brochure (2019 Mart 12) www.vitanorthamerica.com/datei.php?src=download/Support/Instructions-For-Use/Machinables/yz_instructions_1128e.pdf
- Yalçın, B., & Ergene, B. (2017). Endüstride yeni eğilim olan 3-b eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *SDU International Journal of Technological Science*, 9(3), 65–88.
- Yılmaz, F., & Koç, E. (2016). Biyomedikal Parçaların Eklemeli İmlatla (3d Baskı) Üretimi. *UBİCTUS*, 1–8.
- You, S., You, S., Lee, B., & Kim, D. (2015). Effect of layer thickness setting on the adaptation of stereolithography apparatus e fabricated metal frameworks for removable partial dentures: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.041>
- You, S. M., You, S. G., Kang, S. Y., Bae, S. Y., & Kim, J. H. (2021). Evaluation of the accuracy (trueness and precision) of a maxillary trial denture according to the layer thickness: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 139–145. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2019.12.014>
- Zandinejad, A., Methani, M. M., Schneiderman, E. D., Revilla-León, M., Morton, D.. (2019). Fracture Resistance of Additively Manufactured Zirconia Crowns when Cemented to Implant Supported Zirconia Abutments: An in vitro Study. *Journal of Prosthodontics*, 28(8), 893–897.
- Zortuk, M., Bolpaça, P., Kılıç, K., Özdemir, E., & Ağuloğlu, S. (2010). Effects of Finger Pressure Applied By Dentists during Cementation of All-Ceramic Crowns. *European Journal of Dentistry*, 04(04), 383–388. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1697857>

ÖZGEÇMİŞ

I- Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Merve Ferdane Yıldız

Doğum Yeri ve Tarihi :

Uyruğu : T.C.

Yabancı Dil : İngilizce

Elektronik Posta :

II- Eğitim

Lisans ve Yüksek Lisans : Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2011-2016

Lise : Ankara Ayrancı Anadolu Lisesi 2007-2011

İlköğretim : İzmir/Bayraklı-Piyale İ.Ö.O. 1999-2001,
Ankara/Mamak-Piri Reis İ.Ö.O.-2006-2007
Ankara/Çankaya-Rauf Orbay İ.Ö.O., 2001-2006,