



**FARKLI CAD/CAM TEKNİKLERİYLE ÜRETİLEN GEÇİCİ
RESTORASYONLARININ MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMLARININ
MİKRO-BT İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Bahar KAVAFOĞLU YILMAZ

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

OCAK 2024

ETİK BEYAN

Gazi 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.

Bahar KAVAFOĞLU YILMAZ

30/01/2024

FARKLI CAD/CAM TEKNİKLERİYLE ÜRETİLEN GEÇİCİ
RESTORASYONLARININ MARJİNAL VE İTERNAL UYUMLARININ MİKRO-BT
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ
(Uzmanlık Tezi)

Bahar KAVAFOĞLU YILMAZ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Ocak 2024

ÖZET

Amaç: Bu in vitro çalışmanın amacı; eksiltmeli ve eklemeli CAD/CAM üretim yöntemlerinin, geçici kron ve köprü restorasyonlarının marjinal ve internal uyumları üzerindeki etkisini Mikro-BT yöntemi ile değerlendirmektir. Gereç-Yöntem: Çalışmada, geçici kron ve köprü restorasyonları için prepare edilen model dişlerden dijital ölçü alındı ve restorasyonlar Exo-CAD yazılımıyla tasarlandı. Tasarıma ait .stl formatındaki veriden 2 farklı üretim yöntemiyle geçici kron ve köprü restorasyonları üretildi (n=10). Restorasyonların marjinal ve internal uyumu mikrometrik ve volumetrik olarak Mikro-BT (Skyscan 1275; Skyscan, Kontich, Belçika) ile değerlendirildi. Grup içi ve gruplar arası verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini tespit etmek için Shapiro-Wilk testi kullanıldı. Dört ayrı gruptaki premolar dişlere ait değerleri karşılaştırırken normal dağılım gösteren veriler için One-way ANOVA analizi, normal dağılım göstermeyen veriler için Kruskal-Wallis analizi kullanıldı. One-way ANOVA analizi yapılan gruplar arasında farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için varyanslar homojen olduğunda Tukey testi uygulandı. Kruskal-Wallis Analizi yapılan gruplarda ise farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için Mann Whitney-U testi yapıldı. Molar dişleri değerlendirirken iki ayrı yöntemi karşılaştırmak için normal dağılım gösteren verilerde, Bağımsız gruplarda T testi ve normal dağılım göstermeyen gruplarda Mann-Whitney-U testi uygulandı ($\alpha =0,05$). Sonuç: Kron restorasyonlarında eklemeli yöntem, eksiltmeli üretim yöntemine kıyasla daha iyi uyum göstermiştir. Köprü restorasyonlarında ise eksiltmeli yöntem genellikle daha başarılı bulunmuştur. Hem kron hem de köprü restorasyonlarında, her iki üretim tekniğinde de marjinal uyumun internal uyumdan daha yüksek olduğu görülmüştür.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : CAD/CAM, Eksiltmeli üretim, Eklemeli üretim, Marjinal ve Internal uyum, Mikro-BT, Geçici kron ve köprü
Sayfa Adedi : 101
Danışman : Prof. Dr. Evşen TAMAM

EVALUATION OF MARGINAL AND INTERNAL FIT OF TEMPORARY
RESTORATIONS MANUFACTURED BY DIFFERENT CAD/CAM TECHNIQUES
WITH MICRO-CT
(Speciality Thesis)

Bahar KAVAFOĞLU YILMAZ

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

January 2024

ABSTRACT

Purpose: The aim of this *in vitro* study to evaluate the effect of subtractive and additive CAD/CAM on the marginal and internal fit of temporary crown and bridge restorations using Micro-CT method. **Materials-Methods:** In this study, digital impressions were taken from the prepared model for temporary crown and bridge restorations and the restorations were designed with Exo-CAD software. Temporary crown and bridge restorations were produced using 2 different production methods from the design data in *.stl* format (n=10). Marginal and internal fit of restorations were evaluated micrometrically and volumetrically with Micro-CT (Skyscan 1275; Skyscan, Kontich, Belgium). Shapiro-Wilk test was used to determine whether the data within and between groups showed normal distribution. When comparing the values of premolar teeth in four different groups, One-way ANOVA analysis was used for data showing normal distribution, and Kruskal-Wallis analysis was used for data that did not show normal distribution. Tukey test was applied when the variances were homogeneous in order to determine which group caused the difference between the groups with one-way ANOVA analysis. In the groups in which Kruskal-Wallis Analysis was performed, the Mann Whitney-U test was performed to determine which group caused the difference. In order to compare two different methods when evaluating molar teeth, the T test was used for normally distributed data in Independent groups and the Mann-Whitney-U test was used for non-normally distributed groups ($\alpha = 0.05$). **Conclusion:** In crown restorations, the additive method showed a better fit compared to the subtractive method. In bridge restorations, the subtractive method was generally found to be more successful. In both crown and bridge restorations, marginal fit was higher than internal fit in both production techniques.

Science Code : 1050
Key Words : CAD/CAM, Subtractive Manufacturing, Additive Manufacturing,
Marginal and Internal Fit, Micro-CT, Temporary crown and bridge
Page Number : 101
Supervisor : Prof. Dr. Evşen TAMAM

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana daima yol gösteren, tez çalışmamın tüm aşamalarında desteğini esirgemeyen, çok değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Evşen TAMAM'a,

Tez çalışma sürecimde tanıma şansını bulduğum, üretim aşamalarına katkı sağlayan Cdt. Can TOLAY, Haluk Demir TAŞDEMİR ve Elif TAŞDEMİR'e; inceleme ve analiz aşamalarında emekleri için hocam Dr. Öğr. Üyesi Mert OCAK'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda destek alabildiğim, klinik deneyimlerini her zaman paylaşan sevgili hocalarım Prof. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR, Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL ve Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndan başta bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a, tüm değerli öğretim üyelerine ve bölüm çalışanlarına,

Her zaman yanımda olan, desteğini hep hissettiğim beraber öğrenip yürüdüğümüz bu yolda bilgisini, hastasını benimle severek paylaşan, uzmanlık eğitimimi keyifli hale getiren bu süreçteki en büyük kazanımlarımdan manevi kardeşim Uzm. Dt. Nevra Nur ÇİFTÇİ'ye, değerli eş kıdemlim Dt. Çağlayan SAYLA ÇELİK'e, çalışma arkadaşım Dt. Melek Nihan ÖZKAN'a, ne zaman arasam sabırla, güler yüzüyle karşılık veren, klinik, akademik tecrübeleriyle her zaman yanımda olan, değerli abim Dr. Aykut GÖNDER'e,

Hayat boyu yanımda olan, olmayada devam edeceklerinden emin olduğum uzmanlık sürecimde de desteklerini esirgemeyen arkadaştaın öte canlarım Dt. Venhar AYTEKELİ, Pelin KASA, Dr. Kübra ERDOĞAN, Ayselen Merve AYDIN ve Uzm. Dt. Özlem Beren SATILMIŞ'a,

Varlıklarıyla bana güç veren her zaman beni destekleyen kıymetlilerim, başarılarımın arkasındaki gizli kahramanlarım annem Nimet Hülya KAVAFOĞLU, babam Hamdi KAVAFOĞLU, ablam Seyide Gül ÇEVİKEL ve değerli eşi Muhammed ÇEVİKEL'e,

Sabrı, sevgisi ve güveniyle beni güçlü kılan, her zaman yanımda olan çok kıymetli eşim Ahmet YILMAZ'a ve süreçte bana eşlik eden biricik kızım Beren YILMAZ'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Sabit Geçici Restorasyonlar	3
2.1.1. İdeal sabit geçici restorasyonların özellikleri	4
2.1.2. Sabit geçici restorasyonların kullanım amaçları.....	5
2.1.3. Sabit geçici restorasyonların sınıflandırması.....	5
2.1.4. Eksiltmeli CAD/CAM sistemlerinde kullanılan geçici restorasyon materyalleri.....	14
2.1.5. Eklemeli CAD/CAM sistemlerinde kullanılan geçici restorasyon materyalleri.....	19
2.2. CAD/CAM Sistemleri.....	19
2.2.1. CAD/CAM sistemlerinin yapısal elemanları.....	20
2.2.2. Eksiltmeli CAD/CAM yöntemi	22
2.2.3. Eklemeli CAD/CAM üretim sistemi	29
2.2.4. Kombine sistemler	43
2.3. Marjinal ve İnternal Uyum	43
2.3.1. Marjinal ve internal uyum ölçme teknikleri	44

	Sayfa
3. GEREÇ VE YÖNTEM	47
3.1. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	47
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	48
3.3. Dijital Ölçülerin Alınması	50
3.4. Restorasyon Tasarımları	51
3.5. Restorasyonların Üretimi.....	52
3.6. Geçici Kron ve Köprü Restorasyonlarının Marjinal ve İnternal Uyumunun Mikro-BT ile İncelenmesi.....	57
3.6.1. Mikro-BT taraması	58
3.6.2. Mikro-BT görüntü analizi.....	61
3.7. İstatiksel Değerlendirmelerin Yapılması	63
4. BULGULAR	65
4.1. Kron Restorasyonları İçin Farklı Üretim Yöntemlerinin Karşılaştırılması	65
4.2. Köprü Restorasyonları İçin Farklı Üretim Yöntemlerinin Karşılaştırılması	66
5. TARTIŞMA	69
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	83
KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ	101

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.....	48
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar ve kullanım amaçları	48
Çizelge 4.1. İki farklı üretim yöntemiyle elde edilen geçici kron restorasyonlarında Mikro-BT ile ölçülen ortalama hacim değerleri, seçilen noktalardaki aralanma değerleri ve bunların istatistiksel karşılaştırması	65
Çizelge 4.2. Geçici köprü restorasyonlarındaki premolar ve molar dişlerin, iki farklı üretim yöntemiyle elde edilen Mikro-BT ile seçilen noktalarda ve ortalama hacim ölçüm değerlerinde gruplar arasındaki istatistiksel farklar ve p değerleri	66
Çizelge 4.3. İki farklı üretim yöntemiyle elde edilen geçici köprü restorasyonlarındaki premolar ve molar dişlerde, Mikro-BT ile seçilen noktalarda ve ortalama hacim ölçüm değerlerinde gruplar arasındaki istatistiksel farklar ve p değerleri	67

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Sabit geçici restorasyonların sınıflandırması	6
Şekil 2.2. Günümüzde sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanılan CAD/CAM sistemlerine genel bakış.....	21
Şekil 2.3. Diş hekimliği için CAD/CAM sistemlerine genel bakış.....	29
Şekil 2.4. 3B yazıcılar ile üretim süreci	32
Şekil 2.5. Eklemeli üretim yöntemlerinden yıldız ve mavi ile belirtilenler dental alanda sık kullanılan yöntemlerken, sarı renk, dental uygulaması olmayan veya daha az olan yöntemleri temsil eder	33
Şekil 3.1. İşlem basamaklarının şematik gösterimi.....	47

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Vita CAD-Temp® Blok	15
Resim 2.2. artBlocTemp Blok	16
Resim 2.3. Ceramill-TEMP disk	16
Resim 2.4. Artegral® ImCrown	17
Resim 2.5. Telio-CAD blok.....	18
Resim 2.6. CEREC sistemi.....	24
Resim 2.7. E4D Dentist sistemi.....	25
Resim 2.8. CEREC in Lab sistemi	25
Resim 2.9. Eklemeli üretimde üretilecek objenin yapı platformuna tutunmasını sağlayan destek yapılar.....	31
Resim 2.10. Şematik olarak SLA yöntemi	34
Resim 2.11. Şematik olarak DLP yöntemi	35
Resim 2.12. Şematik olarak FDM yöntemi	36
Resim 2.13. Şematik olarak yapıştırıcı ile katmanlı üretim	38
Resim 2.14. Merdiven etkisi.....	42
Resim 3.1. Elde edilen ana modeller	49
Resim 3.2. Preparasyonu yapılan model dişler	50
Resim 3.3. a) Ekstraoral tarayıcı b) Sanal model	50
Resim 3.4. Restorasyon marjin sınırlarının belirlenmesi	51
Resim 3.5. Tasarlanmış geçici kron ve köprü modeller	51
Resim 3.6. Frezeleme ünitesine aktarılacak kron ve köprü tasarımları ve blok içerisine yerleştirilmiş görüntüsü	52
Resim 3.7. Frezeleme cihazı ve cihaza blok yerleştirilmesi.....	53
Resim 3.8. Prefabrike PMMA blok ve bloklardan elde edilen kron ve köprü restorasyonlar	53

Resim	Sayfa
Resim 3.9. Örneklerin bağlantı yerlerinden ayrılması, tesviye ve model üzerinde uyumlama.....	54
Resim 3.10. Eklemeli CAD/CAM grubunun üretildiği cihaz ve hazneye fotopolimer reçine yerleştirilmiş görüntüsü	55
Resim 3.11. Eklemeli üretimde kullanılan fotopolimer reçine materyali ve parlatma seti	55
Resim 3.12. Eklemeli yöntemle üretilen geçici kron ve köprü restorasyonların üretimi, destek yapıların uzaklaştırılması, boyama ve polisaj işlemleri sonrası görüntüsü.....	56
Resim 3.13. Eklemeli yöntemle üretilen kron ve köprü restorasyonlarının model üzerinde kontrol edilmesi	57
Resim 3.14. Mikro-BT cihazı	58
Resim 3.15. Parafinli ve parafinsiz kron ve köprü restorasyonların Mikro-BT platformuna yerleştirilmesi.....	59
Resim 3.16. Eksiltmeli CAD/CAM yöntemiyle üretilen kron ve köprülerin Mikro-BT tarama görüntüleri	60
Resim 3.17. Eklemeli CAD/CAM yöntemiyle üretilen kron ve köprülerin Mikro-BT tarama görüntüleri	60
Resim 3.18. Kron restorasyonları mesafe analizi için seçilen noktaların şematik görünümü.....	61
Resim 3.19. Köprü restorasyonları mesafe analizi için seçilen noktaların şematik görünümü.....	61
Resim 3.20. ROI seçimi.....	62

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
®	Tescilli (Registered)
°	Derece
±	Artı-eksi
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
dk	Dakika
kVp	Kilovoltaj
mA	Miliamper
mm	Milimetre
mm ³	Milimetreküp
MPa	Megapaskal
Nm	Nanometre
N	Newton
s	Saniye
™	Ticari Marka (Trade Mark)
W	Watt

Kısaltmalar	Açıklamalar
<i>.stl</i>	Standart Dönüşüm Dili (Standart Transformation Language)
<i>.tiff</i>	Resim dosyası formatı (Tag image File Format)
2B	İki Boyutlu
3B	Üç Boyutlu

Kısaltmalar	Açıklamalar
3BB	3 Boyutlu baskı
ABS	Akrilonitril bütadien stiren
ASTM	Amerikan Test ve Malzeme Derneği (American Society for Testing and Materials)
BJ	Yapıştırıcı ile katmanlı üretim (Binder jetting)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAI	Bilgisayar Destekli Görüntüleme
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aid Design/ Computer Aid Manufacture)
CC	CAD/CAM Milleme
CEREC	Seramik rekonstrüksiyon sistemi
CDLP	Kesintisiz Dijital Işık İşleme
CNC	Bilgisayarlı Sayısal Kontrol (Computer Numerical Control)
Cr-Co	Krom-Kobalt
DLP	Dijital Işık İşleme
DMD	Dijital mikroayna aygıtı
DMLS	Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
DOD	Damlat Bırak (Kesintili) Tip Püskürtme
EBAM	Elektron ışınli eklemeli üretim
EBM	Elektron ışınıyla eritme
FDM	Eriyik Yiğma Modelleme
FFF	Eriyik filament üretimi
IJP	Inkjet 3B Baskı
LENS	Lazer toz şekillendirme
LOM	Tabakalı obje üretimi
MDS	Metal Destekli Seramik
MJP	Malzeme Püskürtme
MMA	Metilmetakrilat
Mikro-BT	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
MRP	Mikrodolduruculu güçlendirilmiş poliakrilat
NPJ	Nanopartikül püskürtme

Kısaltmalar	Açıklamalar
OCT	Optik koherens tomografi
OMP-N	Organik modifiye polimer ağ
PAEK	Poliarileterketon
PEEK	Polietereterketon
PEMA	Polietilmetakrilat
PLA	Polilaktik asit
PMMA	Polimetilmetakrilat
PVMA	Polivinilmetakrilat
ROI	Region of Interests
SLA	Sterolitografi (Stereolithography)
SLM	Selektif Lazer Eritme (Selective Laser Melting)
SLS	Selektif Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering)
SPSS	Sosyal Bilimler İçin İstatistik Programı (Statistical Package for the Social Sciences)
UDMA	Urethandimetakrilat
UV	Ultraviyole
VOI	Volume of interest

1. GİRİŞ

Sabit protetik restorasyonların yapım sürecinde, hastada kaybolan fonksiyon, fonasyon ve estetiği geri kazandırmak, prepare edilen dişleri dış etkenlerden korumak ve dişlerde oluşabilecek hassasiyeti önlemek amacıyla hastalara geçici restorasyon yapılması gerekir [1]. Son yıllarda gelişen tekniklerle birlikte ara seanslarda bile oldukça iyi estetik özelliklere sahip ve kısa sürede elde edilebilen geçici restorasyonlar üretilmesi mümkün hale gelmiştir. Her geçen gün estetik özelliklerinin yanında geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip çeşitli yeni materyaller, sadece daimi restorasyonlar için değil, geçici restorasyonlar için de kullanıma sunulmaktadır [2].

Geçici restorasyonlar daimi protezler yapılncaya kadar okluzal dikey boyutu korumalı, süreç boyunca uygun formda kalmalı, okluzal kuvvetlere karşı dayanıklı olmalı ve renk stabilitesi göstermelidirler [3]. Geçici restorasyon materyalinin seçimi materyalin fiziksel özellikleri göz önüne alınarak yapılmalıdır [4]. Geçici kron ve köprü protezlerinin uzun süre işlev görmesi gerektiğinde, implantların protetik aşaması beklenirken ve daimi protetik tedavinin tamamlanmasından önce ek tedavi gerektiğinde, ortodontik stabilizasyon için veya protetik amaçlı dikey boyut ayarlamalarında, periodontal ve endodontik tedavilerin sonuçlarının değerlendirilmesi gerektiği durumlarda restorasyonların mekanik özellikleri ve bunu uzun süre koruyabilmeleri, daha önemli hale gelir [5].

Dijital koşullarda restorasyonların hazırlanmasına olanak sağlayan bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri, ülkemizin de dahil olduğu tüm gelişmiş ülkelerde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır. Sıklıkla kullandığımız eksiltmeli CAD/CAM sistemlerine ek olarak, son yıllarda eklemeli üretim sistemleri de diş hekimliği pratiğinde yer almaya başlamıştır. Eklemeli veya eksiltmeli tüm CAD/CAM sistemleri, tedavi öncesinde bitmiş tedavinin birebir olarak taklit edilebilmesini mümkün kılmaktadır. Bu yöntemlerle elde edilen geçici restorasyonlar, daimi restorasyonu birebir taklit edebileceği için gerek fonksiyon gerek fonasyon ve gerekse estetik açılardan bir ön değerlendirme olanağı sağlar. Böylece hem hekimin klinik değerlendirmeleri hem de hastanın beklentilerinin de nihai tedaviye yansıtılabilmesine imkan veren bir alışma süreci, henüz daimi restorasyon üretilmeden oldukça gerçeğe yakın bir şekilde sağlanabilir.

Protetik diş tedavisinde tedavi başarısına etki eden en önemli faktörlerden biri restorasyonun internal ve marjinal uyumunun sağlanmasıdır. Kullanılan ölçü materyali, tercih edilen ölçü tekniği ve kullanılacak materyali, restorasyonun üretim tekniği gibi faktörler bu uyuma etki eder. Dijital ölçü ve CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile birlikte ölçü ve restorasyon üretim prosedürleri değişmiştir. Bu sistemler ile daha hassas ölçülerin elde edilmesi, ölçü tekrarlarının azaltılması, daha uyumlu restorasyonların üretilmesi, üretim süresinin ve maliyetlerinin azaltılması hedeflenmiştir.

Restorasyonların marjinal ve internal uyumunu değerlendiren çok sayıda yöntem mevcuttur. İn vivo şartlarda yapılan değerlendirme sonuçlarının restorasyon geometrisi, çevresel faktörler vb. değişkenler nedeniyle standardize edilmesi güçtür. Mikro-BT görüntüleme tekniği ile restorasyonun marjinal ve internal uyumu, iki ve üç boyutlu şekilde yüksek hassasiyet ile değerlendirilebilir. Literatürde eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen restorasyonların internal ve marjinal uyumlarının karşılaştırıldığı az sayıda çalışmaya rastlanmıştır.

Bu çalışmanın amacı in vitro koşullarda, tek kron ve 3 üyeli köprü gruplarına ayrılmak üzere iki farklı dijital yöntemle (eklemeli ve eksiltmeli) üretilen geçici restorasyonların;

- Mikro-BT ile marjinal ve internal uyumlarının değerlendirilmesi,
- Tek kron veya köprü protezi şeklinde uygulandığında marjinal ve internal uyumlarındaki değişimin gözlemlenmesi,
- Üretim yöntemlerinin (eklemeli ve eksiltmeli) birbirlerine göre marjinal ve internal uyumlarının kıyaslanmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sabit Geçici Restorasyonlar

Geçici protezler Protetik Terimler Sözlüğü'nde şöyle tanımlanmıştır: “Daimi bir dental veya maksillofasiyal protez ile değiştirilmek üzere; estetiği, stabilizasyonu ve/veya fonksiyonu iyileştirmek için belirli bir süre kullanılması amacıyla yapılan, sabit veya hareketli protezlerdir”. Bu protezler sıklıkla tedavi planının terapötik etkinliğini veya planlanan daimi protezin formunu ve fonksiyonunu değerlendirmek üzere kullanılırlar [1].

Dental sabit geçici restorasyonların amacı; tedavi süresince pulpa ve periodonsiyumu korumak, kabul edilebilir bir çıkış profili elde etmek için yönlendirilmiş doku iyileşmesini desteklemek, hijyen prosedürlerini değerlendirmek, destek dişlerin yer değiştirmesini önlemek, estetiği geliştirmek, çeneler arası okluzal ilişkiyi sağlamak ve değerlendirmektir [3, 6, 7]. Diş hekimleri için geçici restorasyonlar, diagnostik incelemede ve tedavi planının kesintisiz olarak değerlendirilmesinde önemli rol oynar. Geçici restorasyonların final protezin şekli ve fonksiyonuna benzer şekilde yapılması gerekir [8, 9]. Ayrıca geçici restorasyonlar, hasta ve hekimin, tedavi sonucu ve tedavi limitleri hakkında öngörü sahibi olmasını sağlayarak hastanın psikolojik yönetimi için önemli bir rol oynar [10]. Bu nedenle, uygun yapılmış, öngörülebilir ve tekrarlanabilir geçici restorasyonlar, başarılı bir tedavi sürecinin temel anahtarıdır [3].

Sabit protetik tedavide geçici restorasyonlar eşsiz bir diagnostik araçtır. Yapılması planlanan daimi restorasyonun fonksiyonel ve estetik provası gibidir. Bu sayede planlanan protezin, biyomekanik, fizyolojik ve estetik gereksinimleri karşılayıp karşılamadığı değerlendirilebilir. Tedavi karmaşıklaştıkça, geçici restorasyonun diagnostik özelliği daha da önem kazanır. Diş boyutunda ve konturunda, dudak desteğinde, diş renginde, dikey boyutta, sentrik okluzal kontaklarda ve anterior rehberlikteki değişiklikler bu sayede kolaylıkla değerlendirilebilir [11].

Sabit geçici restorasyonlar dişeti konturunda veya lokalizasyonunda değişiklik yapılması düşünüldüğünde de tanı aracı olarak kullanılırlar. Uygun marjinal uyuma sahip geçici restorasyonlar sağlıklı gingival dokuların devamlılığına yardımcı olarak, preparasyon sırasında hasar gören gingival dokuların iyileşmesini hızlandırır [12].

Hekim ve hasta geçici restorasyonun tatmin edici olduğunu düşünüyorsa, daimi restorasyon yapımında geçici restorasyon bir rehber olarak kullanılabilir. Geçici restorasyonlar özellikle estetiğin önemli olduğu ön bölgelerde çok gereklidir [11].

Geçici restorasyonların performansını etkileyen önemli klinik faktörler arasında, dayanıklılık (kırılmayı önlemek için), aşınma direnci (ayarlanmış okluzal durumu korumak ve çatlak gelişimini önlemek için) ve düşük su emilimi (renk değişimini önlemek ve boyutsal stabiliteyi sağlamak için) sayılabilir [2].

2.1.1. İdeal sabit geçici restorasyonların özellikleri

İdeal geçici restorasyonların özellikleri şunlardır:

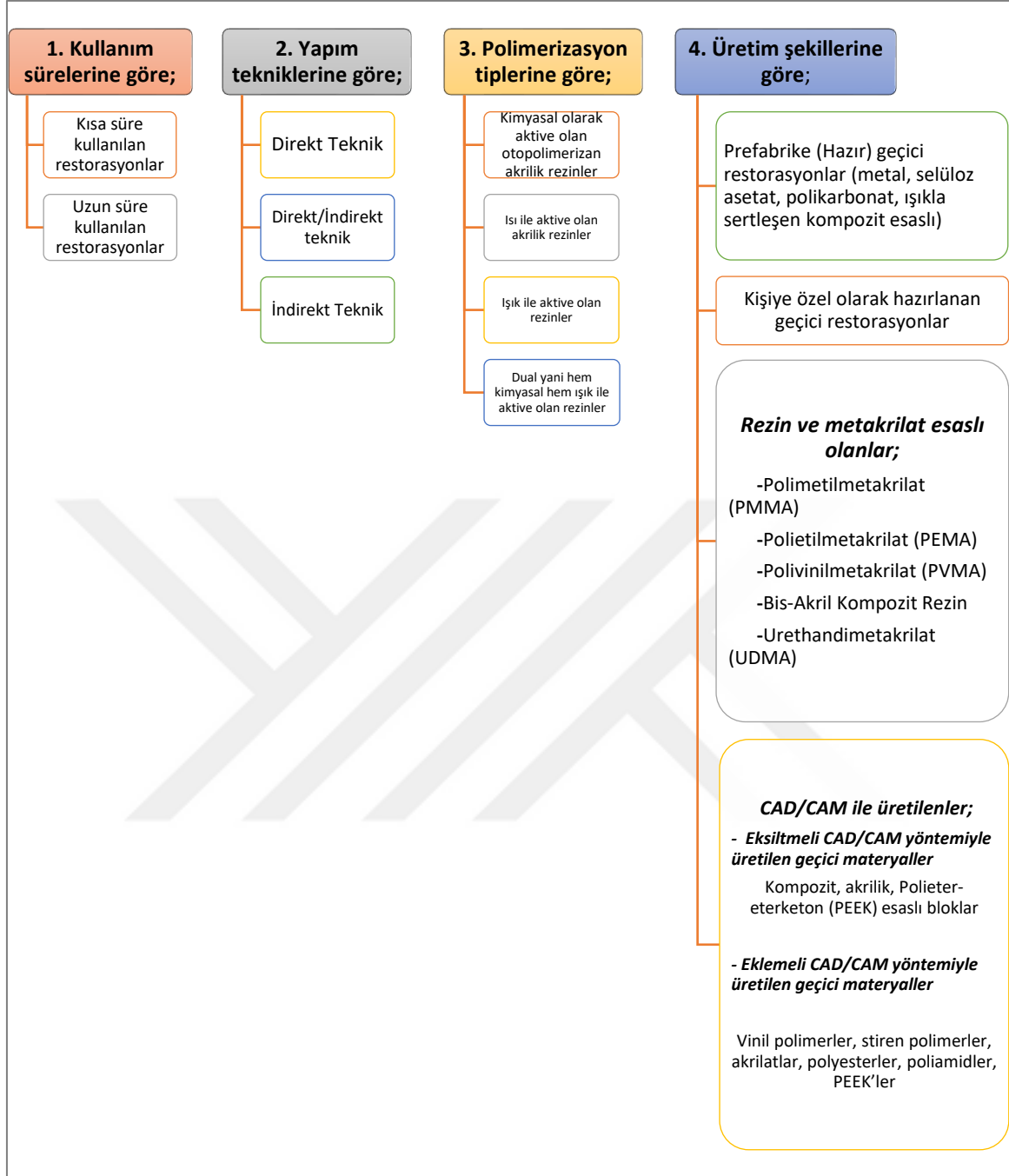
1. Toksik ve alerjik reaksiyonlara sebep olmamalı,
2. Isı iletimine ve marjinal sızıntılara engel olarak pulpayı korumalı,
3. Doku dostu olmalı, periodontal dokulara zarar vermemeli,
4. Konturları uygun olmalı ve iyi marjinal uyum göstermeli,
5. Bakteriyel plak tutulumunu engellemeli,
6. Kolay temizlenebilir olmalı,
7. İyi bir retansiyon ve stabiliteye sahip olmalı,
8. Geçici süre ile kaybedilen çiğneme fonksiyonunu, estetiği ve fonasyonu kazandırabilmeli,
9. Poröz olmamalı, plak retansiyonuna engel olacak polisajlı yüzeylere sahip olmalı,
10. Prepare edilen dişlerin stabilizasyonunu sağlamalı,
11. Okluzal kuvvetlere karşı dayanıklı olmalı,
12. Ekonomik olmalı,
13. Yapımı kolay olmalı,
14. Renk stabilitesini koruyabilmeli,
15. Okluzal uyumu iyi olmalı,
16. Diş hekimi tarafından çıkarılabilme, temizlenebilme ve yeniden simante edilebilme kolaylığına sahip olmalı,
17. Ayrıca zararlı ortodontik hareketlere ve eklem rahatsızlıklarına neden olmaması geçici kronlardan beklenen özelliklerdir [12, 13].

2.1.2. Sabit geçici restorasyonların kullanım amaçları

1. Periodontal tedavi sırasında mobil dişlerin stabilizasyonuna destek olmak,
2. Periodontal sağlığın devamlılığını sağlamak,
3. Hastada konfor ve fonksiyon sağlamak,
4. Prepare edilen destek dişlerde çürük ve hassasiyet oluşumunu engellemek,
5. Destek diş migrasyonunu ve erupsiyonunu engellemek,
6. Daimi restorasyondan önce okluzal ilişkinin, dikey boyutun, fonetiğin ve çiğneme fonksiyonunun değerlendirilmesine yardımcı olmak,
7. Pulpayı kimyasal, termal ve bakteriyel uyarılardan korumak,
8. Estetiği sağlamak ve hastanın oral bakımını değerlendirmek,
9. Tedavi planlamasında prognozu belli olmayan destek dişlerin değerlendirilmesine yardımcı olmak,
10. Daimi restorasyonun şekil, renk ve büyüklüğü yönünden hekime yol gösterici olmak
11. Ortodonti hastalarında braketler için dayanak oluşturmak,
12. Periodontal tedavi esnasında çıkarılabilir olması nedeniyle cerrahi bölgeye ulaşımı sağlamak ve cerrahi patlar için matriks oluşturmaktır [14, 15].

2.1.3. Sabit geçici restorasyonların sınıflandırması

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



Şekil 2.1. Sabit geçici restorasyonların sınıflandırması

Sabit geçici restorasyonların kullanım sürelerine göre sınıflandırma

- Kısa süre kullanılan geçici kron-köprü restorasyonları
- Uzun süre kullanılan geçici kron-köprü restorasyonları

Kısa süre kullanılan geçici kron-köprü restorasyonları

Bu sınıftaki geçici restorasyonlar okluzal ve proksimal kontaktların devamlılığının sağlanması, pulpa dokusunun korunması, kısa süreli de olsa estetik kaygıların giderilmesi, diş hareketlerinin engellenmesi ve periodontal sağlığın korunması için, basit teknikler kullanılarak kısa sürede yapılırlar ve geçici siman ile simante edilirler [13, 15, 16].

Uzun süre kullanılan geçici kron-köprü restorasyonları

Geçici restorasyonlar klinik olarak genellikle kısa süreli kullanılmalarına rağmen bazı şartlarda daha uzun sürelerle kullanımları da söz konusudur. Uzun süreli kullanılan geçici restorasyonlar, kısa süreli kullanılanların tüm görevlerini yerine getirmekle birlikte başka amaçları da vardır. Uzun süreli geçici restorasyon kullanımını gerektiren durumlar şunlardır;

- Estetiğin önemli olduğu bölgelerde yumuşak doku şekillendirilmesi,
- Dikey boyut değişikliği gereken vakalarda,
- Yeni dikey boyuta uygun olarak hazırlanan geçici restorasyonların hastaya birkaç ay kullanılarak hastanın bu değişikliğe karşı toleransının değerlendirilebilmesi,
- Planlanan tedavinin sonuçlarını öngörme,
- Periodontal tedavi sırasında dişlerin prognozunu değerlendirebilmek ve gerektiğinde çıkarılarak interproksimal alanlara ulaşabilmek,
- Temporomandibular eklem rahatsızlıkları tedavisi,
- İmplant tedavisi gibi uzun süren tedaviler,
- Apikal rezeksiyonda olduğu gibi prognozu belli olmayan dişler,
- Ortodontik tedavide destek alınacak dişler

Uygunsuz hazırlanan geçici restorasyonlar hem prepare edilen dişlerin hem de periodontal dokuların sağlığını tehlikeye atacak ve sonuç olarak daimi restorasyonun da başarısını olumsuz yönde etkileyecektir [11].

Sabit geçici restorasyonların yapım tekniklerine göre sınıflandırma

- a. İndirekt teknik
- b. İndirekt- direkt teknik
- c. Direkt teknik

İndirekt teknik

Preparasyon sonrasında hastadan alınan ölçülerden elde edilen modeller üzerinde, restorasyonun laboratuvar ortamında hazırlanmasıdır. İndirekt teknikte preparasyon sonrası ilgili bölgenin ve karşıt arkın ölçüsü alınır ve elde edilen model üzerinde geçici kron-köprü restorasyonları hazırlanır. Bir başka yöntem de öncelikle alçı model üzerinde istenilen formda mum örneğin oluşturulmasıdır. Daha sonra model üzerinden bir hidrokolloid ölçü maddesiyle tekrar ölçü alınır. Ardından mum uzaklaştırılır ve preparasyon bölgesine geçici materyali konularak ölçü model üzerine yerleştirilir. Materyalin polimerizasyonunu takiben polisaj ve bitim işlemleri uygulanır [17].

İndirekt tekniğin direkt tekniğe göre bazı avantajları vardır. Serbest monomerin prepare edilen dişler ve diş eti ile doğrudan teması olmaması nedeniyle dokuların yaralanmasına, alerjik reaksiyona veya hassasiyete neden olmaz. Ayrıca bu teknikte, polimerizasyon sırasında açığa çıkan ısı sonucu prepare edilen dişlerin zarar görmesi engellenir. İndirekt teknikte üretilen geçici restorasyonlar doğru yapıldıklarında iyi bir marjinal uyuma ve mekanik özelliklere sahiptir. Bu yöntemle klinikte harcanan zaman azaltılmış olur. Bununla birlikte, yapım süresi, artan aşama sayısı, özel ekipman ihtiyacı, ek laboratuvar maliyetleri gibi dezavantajları da vardır. [6].

İndirekt-direkt teknik

Diğer tekniklere göre daha az tercih edilen bir tekniktir. Preparasyon öncesinde ölçü alınır ve saklanır. Diş preparasyonundan sonra tekrar ölçü alınarak hızlı sertleşen bir alçı ile model elde edilir. Alınan ilk ölçünün içine geçici materyali konularak model üzerine uygun şekilde yerleştirilir. Polimerizasyonu takiben çıkarılır ve bitim işlemleri uygulanır. Bu tekniğin en büyük avantajı direkt tekniğin aksine rezin materyalin kötü kokusunun ve tadının hastaya yansıtılmaması ve polimerizasyon sırasında açığa çıkan ısının vital

dokulara vereceği zararın engellenmesidir. Ancak direkt tekniğe göre daha çok zaman alır [18].

Direkt teknik

Bu teknikte preparasyon öncesi tercihen silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçü alınır. Preparasyon bölgesine vazelin gibi bir izolasyon maddesi uygulanır. Ölçü içerisindeki preparasyon sahasına, seçilen geçici restorasyon materyali doldurulur ve ölçü kaşığı ağız içine yerleştirilir. Bu aşamada hava kabarcığı kalmamasına dikkat edilmelidir. Bir süre beklendikten sonra, ölçü ağızdan çıkarılarak taşan materyaller uzaklaştırılır ve tekrar ağıza yerleştirilir. Polimerizasyon sırasında ekzotermik reaksiyon sonucu oluşan ısının pulpaya ve yumuşak dokulara zarar vermesini engellemek ve polimerize olmuş geçici materyalinin olası andırkat bölgelerinden çıkmasını kolaylaştırmak amacıyla polimerizasyonun tamamlanmasını beklemeden ölçü ağızdan çıkartılmalıdır. Isının vital dokulara vereceği hasarı azaltmak için hava su spreyi kullanılabilir [19].

Direkt teknik hasta başında, preparasyonun hemen sonrasında pratik bir şekilde geçici yapımına imkân tanıyan bir tekniktir. Bu durumda hastanın preparasyon öncesi koşulları tüm ara laboratuvar işlemlerini ortadan kaldırarak doğrudan elde edilmiş olur.

Bu tekniğin avantajları zamandan tasarruf ve düşük maliyettir. Dezavantajları ise polimerizasyon sırasında açığa çıkan yüksek ısı, tam olarak polimerize olmayan geçici restorasyon materyallerinde bulunan serbest monomer ve kimyasalların pulpa ve çevre dokularda irritasyonlara neden olması, çalışma hassasiyeti gerektirmesi, tükürük varlığı, görme ve erişimin zor olması, polimerize olan geçici materyalinin doku travmasına neden olması ve daha zayıf marjinal uyumdur [6].

Pulpada 5,5 °C ısı artışının geri dönüşümsüz hasarlar yarattığı bilinmektedir. Oluşan ısı artışı pulpada histopatolojik değişikliklere, akut enflamatuvar cevaba, irreversibl pulpitis veya pulpa nekrozuna neden olabilir [17]. Üretici firmaların iddialarının aksine rezin geçici materyallerin hepsi ekzotermik reaksiyon gösterir. Polimetil metakrilat (PMMA) ve polietil metakrilat (PEMA) materyallerden direkt teknikle geçici restorasyonlar üretileceği zaman, polimerizasyon tamamlanıncaya kadar beklenilecekse dışın soğutulması gerekir. Özellikle PMMA'nın, pulpal sıcaklığı 7°C kadar arttırabildiği ve en fazla ekzotermik reaksiyona

neden olduğu bildirilmiştir [17, 20]. Direkt teknik, tek kronlar ve en fazla 3 üyeli sabit bölümlü geçici restorasyonların yapımında uygundur [19].

Geçici restorasyon materyallerinin polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırma

- a. Kimyasal olarak aktive olan otopolimerizan akrilik rezinler
- b. Isı ile aktive olan akrilik rezinler
- c. Işık ile aktive olan rezinler
- d. Dual yani hem ısı hem ışıkla aktive olan rezinler [7, 21].

Sabit geçici restorasyon yapımında kullanılan materyallerin üretim şekline göre sınıflandırma

Prefabrike geçici kronlar (Hazır kronlar)

Prefabrike geçici kronlar, yalnızca tek diş restorasyonlarında kullanılabilirler. Doğal diş benzer anatomik özelliğe sahip kronlar daha az uyumlama gerektirirken, anatomik olmayan kronların uyumunun sağlanabilmesi daha zordur [17].

Prefabrike geçici kronlar;

- ✓ Metal anatomik kronlar,
- ✓ Selüloz asetat kronlar,
- ✓ Polikarbonat kronlar,
- ✓ Işıkla sertleşen kompozit esaslı prefabrike kronlar olarak 4 gruba ayrılırlar [13].

Ticari olarak çeşitli diş boyutlarında üretilir ve genellikle tedavi edilecek dişin anatomisine göre seçim yapılır. Bununla birlikte mevcut boyutlar ve konturlar sınırlıdır ve bu, seçim sürecini önemli kılar. Plastik ve metal anatomik kronlar, prepare edilen dişlere uyumlama sonrası daha koyu kıvamlı bir simantasyon materyali kullanılarak doğrudan simante edilebilir. Kişiye özel olarak üretilen restorasyonlarla karşılaştırıldığında, prefabrike geçici kron daha hızlı uygulanabilir. Fakat geçici bir restorasyon için uygun olmayan şekil, kontur veya okluzal temaslara neden olabilir ve yetersiz tedavi sonuçları doğurabilir.

Kişiye özel olarak hazırlanan geçici restorasyonlar

Geçici restorasyonlar arasında kişiye özel olarak üretilenler en iyi tedavi seçeneğidir. Üretim yöntemine bağlı olmakla birlikte, kişiye özel olarak hazırlanan geçici restorasyonların internal ve marjinal uyumları daha iyidir. Bu restorasyonlar tedavi süresince restorasyon sınırları, restorasyon konturu, renk tonu, okluzal düzenlemeler ve tamir gibi bazı aşamaları bireyselleştirmeye imkan tanır [13].

Kişisel geçici restorasyonların üretiminde indirekt veya direkt teknikler kullanılabilir. Konvansiyonel yöntemlerle üretilebildikleri gibi CAD/CAM sistemleri ile de üretilebilirler.

Bireysel geçici restorasyon materyalleri kimyasal içeriklerine göre akrilik rezin ve kompozit rezin olmak üzere 2'ye ayrılır. Polimetil metakrilat (PMMA), polietil/bütül metakrilat (PEMA), polivinil metakrilat (PVMA) akrilik rezin esaslı materyallerken, bis-akrilat kompozit rezin ve urethan dimetakrilat (UDMA) içerikli görünür ışıkla polimerize olan rezinler kompozit esaslı geçici materyallerdir [22]. Akrilik esaslı rezinler toz/likit şeklindedir ve manuel olarak karıştırılır, genellikle kimyasal olarak (self-cure) polimerize olur. Kompozit esaslı rezinler ise genellikle otomatik kartuş sistemiyle karıştırılır, hem dual hem de kimyasal olarak polimerize olurlar. Geçici restorasyon yapımında kullanılan akrilik veya kompozit esaslı rezinler içerdikleri monomere bağlı olarak farklı fiziksel özelliklere sahiptir. İçerdikleri monomer farklılığı ekzotermik reaksiyon, polimerizasyon büzülmesi, marjinal uyum, periodontal yanıt, renk stabilitesi ve kırılma dayanımı gibi koşulları etkiler [23].

Geleneksel yöntemlerle hazırlanan akrilik ve kompozit esaslı rezinlerin düşük kırılma ve bükülme dayanımı gibi zayıf mekanik özellikleri, yüzey tekstürü ve uyum ile ilgili eksiklikleri nedeniyle kişiye özel olarak hazırlanan CAD/CAM (eksiltmeli veya eklemeli yöntemler) geçici restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır [23]. Eksiltmeli sistemlerle işlenmek üzere yüksek yoğunlukta polimer bloklar, eklemeli üretim sistemlerde ise reçineler kullanılmaktadır. CAD/CAM geçici bloklar fabrikasyon olarak yüksek ısı ve basınç ile polimerize edildiği için mekanik özellikleri geleneksel yöntemle üretilen PMMA' ya göre daha gelişmiştir. Daha az porözite ve yüzey düzensizliklerine sahiptir [11]. Bu malzemeler, yüksek mukavemetleri nedeniyle milleden işleme dayanabilir.

Ayrıca bu bloklarda artık monomer miktarı düşüktür ve eksiltme yöntemi ile üretim esnasında ısı oluşmaz. Geleneksel geçici kronlarda görülen polimerizasyon büzülmesi restorasyonun uyumu için önemli bir dezavantajdır. Fakat bu durum CAD/CAM materyalleri için geçerli değildir, çünkü CAD/CAM bloklar üretim sürecinde, önceden polimerize edilirler [2].

Polimetilmetakrilat (PMMA)

Geçici restorasyonların yapımında uzun yıllardan beri en sık kullanılan materyaldir. Farklı polimerizasyon yöntemleriyle (otopolimerizan ve ısı) polimerize olan PMMA materyalleri kullanılarak geçici kron-köprü restorasyonları üretilebilir. Toz ve likit formunda bulunan materyalin likit kısmı ağırlıklı olarak metilmetakrilat monomeri ve az miktarda diğer kimyasallardan, toz kısmı ise polimer veya dibutil ya da dietil fitilattan oluşur. Polimerizasyonu, PMMA tozunun dimetil p-toluidin benzeri aktive edici bir amin içeren metilmetakrilat monomeriyle ve benzoilperoksitle karıştırılması sonucu oluşur. Üstün fiziksel özelliklere sahiptir, dayanıklıdır, renk stabilitesi ve başlangıç kenar uyumu iyidir ve cilalanması kolaydır. PMMA materyali, geçici kron ve köprüler için yaygın olarak kullanılsa da, sertlik ve kırılma dayanımı, yüksek çigneme kuvvetlerine karşı koymak için yeterli değildir. Zayıf mekanik özellikler ve zayıf aşınma direnci nedeniyle, PMMA'nın kullanımı, kısa süreli geçici kron ve sabit köprü yapımı ile sınırlıdır. Isı ile polimerize olan PMMA, otopolimerizan PMMA'ya kıyasla daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler gösterir. Otopolimerizan PMMA'nın polimerizasyonu, yüksek ekzotermik bir reaksiyondur. Dentin iyi bir yalıtkan olmasına rağmen, kalan dentin kalınlığı 1 mm'den az ise, ekzotermik reaksiyon sonucu oluşan ısının pulpaya iletilmesi sonucunda pulpa hasarı görülebilir. Bu nedenle vital dişler için geçici restorasyonlar, daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahip ve ısı ile polimerize olan PMMA kullanılarak indirekt yöntemlerle üretilmelidir. Otopolimerizan PMMA ile oluşan artık monomer oranı (%3-5), ısı ile polimerize olan PMMA ile olduğundan (% 0,2-0,5) önemli ölçüde yüksektir. Açığa çıkan artık monomerler ağız ortamına salınarak sert ve yumuşak dokuları tahriş edebilir. Bir diğer dezavantajı, polimerizasyon sırasında büyük hacimsel büzülme göstermesidir. Hacimsel büzülme mikrosızıntının yanı sıra restorasyonların uyumsuzluğuna da yol açabilir. Direkt yöntemle üretilen PMMA geçici restorasyonlarda bu eksiklikler göz önünde bulundurulmalıdır. Bu materyalin özellikle indirekt teknikle geçici restorasyon yapımında kullanılması önerilir [24, 25].

Polietilmetakrilat (PEMA)

Polietilmetakrilat, metilmetakrilatların özelliklerini geliştirmek amacıyla üretilmiştir. Likitinde monomer olarak butil metakrilat, tozunda polietilmetakrilat bulunur. Polimerizasyonu esnasında oluşan ekzotermik reaksiyon sonucu meydana gelen ısı ve kimyasal irritasyon düzeyi PMMA ile kıyaslandığında daha düşüktür. Sertlik, aşınmaya karşı gösterdikleri direnç ve renk stabiliteleri PMMA'lara göre daha yetersiz olmasına rağmen, polimerizasyon büzülme oranları daha azdır ve parlatılabilirlik özellikleri daha iyidir [13, 16]. PMMA ve bis-akrilat materyallerine göre PEMA'nın en yüksek kırılma direncine sahip olduğu gösterilmiştir [14]. PEMA direkt yöntemle geçici restorasyon üretiminde PMMA'ya göre daha güvenlidir [13, 16].

Bis-akrilat kompozit rezin

Bis-GMA ya da Bowen rezin olarak isimlendirilen bu rezinler Bis-fenol A ve glisidil metakrilattan oluşur. Bis-akrilat kompozit reçineler 2001'de ABD Pazar payının yarısından fazlasına sahip olmuştur. Diğer geçici rezinlere göre daha düşük ekzotermik reaksiyon, daha az büzülme, daha az pulpa irritasyonu, cilalanabilirlik kolaylığı gibi avantajlarına karşın kırılma ve artan maliyet gibi dezavantajları da vardır [18]. Bis-akrilat rezinler geleneksel PMMA'ya göre daha iyi mikrosertlik ve aşınma dayanımına sahiptir. Gerekli durumlarda malzemeye ekleme yapılarak tamir edilmesi kolaydır. Bis-akrilat kompozit rezinlerde farklı renk seçenekleri de mevcuttur (örn; Protemp Garant3® VITA skalasında yer alan 4 farklı renkte üretilmiştir),[18].

Tek üye restorasyonlar için bis-akrilat malzemeler düşük polimerizasyon büzülmesi, iyi marjinal uyum, minimum koku ve tat oluşturmaması, hızlı sertleşme ve kolay aşındırma gibi birçok avantaj sunar. Eğilme ve abrazyona karşı direnci yüksek olduğundan, uzun köprülerde de kullanılabilir. Tabancalı kartuş sistemleri karıştırmayı kolaylaştırarak daha homojen bir karışım sağlar. Işıklı sertleşen çeşitleri de mevcuttur [18].

Görünür ışıkla polimerize olan rezin

Bis-GMA molekülünde ve doldurucularında yapılan değişikliklerle, yani Urethan-dimetakrilat (UDMA) molekül ilavesiyle, ışıkla polimerize olan rezinlerin geliştirilmesi

sağlanmıştır. UDMA'nın polimerizasyonu görünür ışık enerjisi ve kamforokinon/amin foto başlatıcı ile başlar. Görünür ışıkla polimerize olan rezinlerde polimerizasyon büzülmesinin azaltılması için mikro silika parçacıklar bulunur. Dual-sertleşen kompozit rezinler çeşitli kombinasyonlarda, hem kimyasal olarak polimerize edilmiş bis-akril hem de ışıkla polimerize edilmiş UDMA rezin içerir [26].

UDMA içerikli materyaller yüksek mekanik özelliklere ve iyi renk stabilitesine sahiptir. Diğer geçici materyallerden farklı olarak çeşitli renk tonları mevcuttur. Daha az polimerizasyon büzülmesi görüldüğünden dolayı marjinal uyumu iyidir. Işıklı polimerize olduğu için hekime çalışma süresi üzerinde kontrol sağlar. Fakat maliyeti yüksektir ve renklendirme işlemi için ekstra zaman ayırmak gerekir [27].

2.1.4. Eksiltmeli CAD/CAM sistemlerinde kullanılan geçici restorasyon materyalleri

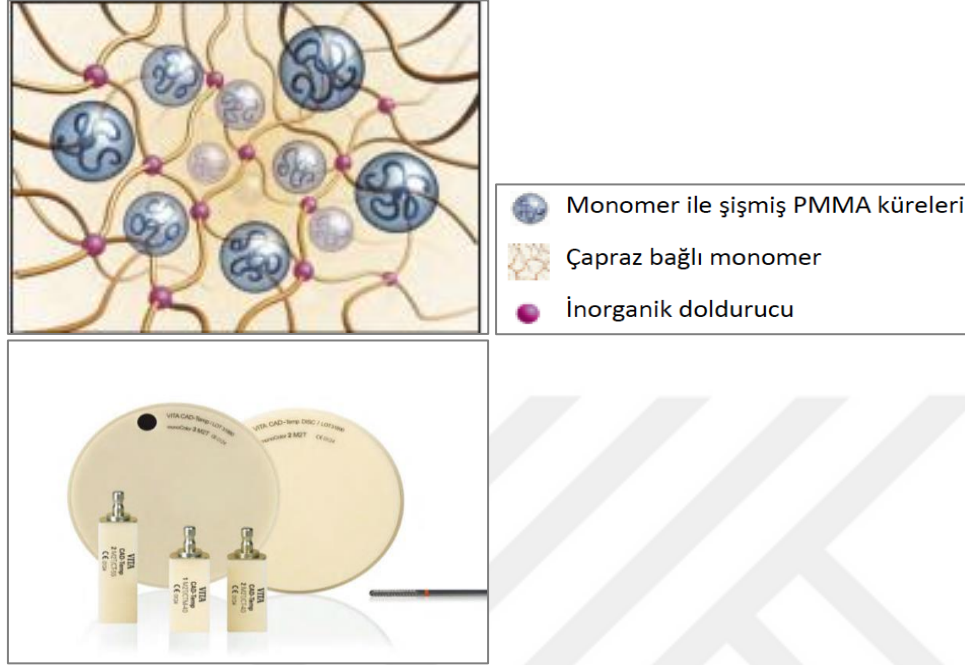
Eksiltmeli CAD/CAM sistemlerle, seçilen materyalin özelliklerine bağlı olarak, hem tek üye hem de çok üyeli geçici restorasyonlar üretmek mümkündür.

Vita CAD-Temp® (CAD/CAM Mikrodolduruculu Poliakrilat Rezin)

Tek renkli (monocolor) ve çok renkli (multicolor) MRP (Microfilled Reinforced Polyacrylate) materyali olarak bilinen mikro dolduruculu, fiber içermeyen, homojen, yüksek molekül içerikli ve çapraz bağlı akrilat monomerden oluşur. Yapısında %14,2 oranında inorganik SiO₂ doldurucu mikro partiküller bulunur. Bu inorganik mikro doldurucular ağ yapının içerisine girerek tamamen homojen bir yapı oluştururlar. Bu özel yapı Vita® tarafından MRP materyali olarak adlandırılmıştır. Vita'nın üç boyutlu renk skalasına uygun 4 farklı renk seçeneği (0M1T, 1M2T, 2M2T, 3M2T) vardır. Yüksek estetik gereken durumlarda kullanılmak üzere çok renkli bloklar da mevcuttur. Bu bloğun endikasyonları parsiyel kronlar, anterior ve posterior tek kronlar, en fazla iki gövdeye kadar uzunluktaki anterior ve posterior köprülerdir. Ağız içinde en az 2 yıl kullanım süresi sağlar [11].

Hazırlanan geçici kronlar 4 haftadan az bir süre için ağızda kalacaksa öjenol içermeyen geçici simanlarla simante edilebilirler. Restorasyon 4 haftadan daha uzun bir süre ağızda kalacaksa rezin içerikli simanlarla daimi simantasyon yapılabilir. Vita CAD-Temp® hem

blok hem de disk şeklinde üretilmiştir. Blokların 2 farklı boyut seçeneği (CT-40 ve CT-55) vardır [11].



Resim 2.1. Vita CAD-Temp® Blok (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG.)

artBloc Temp®

%98 oranında PMMA, %1 oranında metil metakrilat ve %1 oranında benzoil peroksit içerir. Yüksek çapraz bağlı iç içe geçmiş bir organik modifiye polimer ağ (OMP®-N) yapıdadır. Dış renginde, tek renkli bir bloktür. İnorganik doldurucu ve fiber içermez. Plak oluşumunu engelleyebildiğinden yumuşak doku şekillendirmek için uygundur. Bükülme direnci 90 MPa'dan fazladır. Bu materyalin geleneksel yöntemlerle üretilen veya CAD/CAM sistemleri ile üretilen diğer geçici kron köprü materyalleri arasında kırılma dayanımının en yüksek olduğu üretici tarafından belirtilmiştir [28].

Parsiyel restorasyon, tek kron, köprü ve immedat implant restorasyonları için endikedir. Bu materyal ile üretilen kron ve köprü restorasyonlarının ağız içinde 3 yıla kadar kullanım süresi olduğu belirtilmiştir. Blok şeklindeki materyal tek boyutta (15,5x19x39 mm) üretilmiştir [28].



Resim 2.2. artBlocTemp Blok (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya)

Ceramill-TEMP®

PMMA ve metakrilik asit ester bazlı çapraz bağlı polimer, boya, reziduel peroksit ve maksimum %1 oranında artık metil metakrilat (MMA) monomeri içerir. Uzun süre kullanılacak olan geçici restorasyonlar için kullanılır. Monokromatik diskler ağız içerisinde 3 yıla kadar kullanılabilirken, polikromatik diskler en fazla 12 ay süreyle kullanılabilir. Geçici restorasyonlar tam kontur olarak veya geçici rezinlerle veneerlenerek kullanılabilir. Ceramill-TEMP 14 üyeye kadar geçici kron ve köprü (en fazla 2 gövde içerecek şekilde) yapımında, Ti-base kişisel abutmentlerin yapımında, diş eti şekillendirmede kullanılabilir [29].



Resim 2.3. Ceramill-TEMP disk (Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Almanya)

Artegral® ImCrown

Artegral® ImCrown PMMA esaslıdır ve plağa dirençli olmasını sağlayan organik modifiye polimer ağdan (OMP®-N) oluşur. Yalnızca anterior dişler için kullanılabilir [30].

Artegral® ImCrown, CEREC 3D ve inLab tekniği ile üretilebilen immedat prefabrike kron dur. Oldukça basit bir şekilde hızlı ve estetik geçiciler üretilebilir [30].



Resim 2.4. Artegral® ImCrown (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya)

Polietereterketon (PEEK) esaslı CAD/CAM geçici materyali

PEEK, yüksek performanslı polimerlerden poli-aril-eter-keton (PAEK) ailesine ait, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış aromatik polimer moleküler zincir yapısında yarı kristal bir termoplastik polimerdir [31].

PEEK'in ortopedik uygulamalarda titanyuma alternatif olacak bir materyal olduğu bildirilmiştir. Diş hekimliğinde ise diş rengine olan benzerliği, düşük özgül ağırlığı ve uygun mekanik özellikleri sayesinde özellikle protetik işlemlerde tercih edilen bir materyaldir. Protetik diş hekimliğinde hareketli protezlerde, implant materyali olarak, implant üstü protezlerde geçici abutment olarak, implant destekli hibrit protezlerde bar veya kroşe materyali olarak ve CAD/CAM geçici kron-köprülerin yapımında kullanılır [32].

PEEK biyouyumlu bir materyaldir ve dental frezler ile kolayca aşındırılarak şekil verilebilir. Bununla birlikte, düşük translusensi ve grimsi pigmentasyonu nedeniyle veneerleme ihtiyacı vardır ve monolitik olarak üretilemez. PEEK'in bir diğer dezavantajı, düşük yüzey enerjisi göstermesi ve farklı kimyasal işlemlerle yüzey modifikasyonuna karşı dirençli olması nedeniyle kompozit rezin materyallerle yeterli düzeyde bağlanamamasıdır.

PEEK geçici kron-köprülerde yüksek kırılma direnci, düşük internal ve marjinal aralık değerleri sergiler [31].

Telio-CAD®

Eksiltmeli sistemlerde kullanılmak üzere geliştirilen, renk pigmentleri ve PMMA'dan oluşan geçici kron-köprü bloklardır. Telio-CAD® bloklar anterior ve posterior geçici kronlar, implant üstü geçici restorasyonlar, temporomandibular eklem rahatsızlıklarının tedavileri, okluzyon ayarlamaları ve en fazla 2 gövdeye kadar uzunluktaki anterior ve posterior köprülerde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Ağız içinde en fazla 12 aya kadar kullanılabilir. 2 boyut (B40L ve B55) ve 6 farklı renk seçeneği (BL3, A1, A2, A3, A3,5 ve B1) vardır. Endüstriyel polimerizasyon sayesinde bloklar yüksek homojeniteye sahiptir. Restorasyonların polisajı hızlı ve kolay yapılır. Boya ile restorasyonlara karakteristik özellikler kazandırılabilir. Maliyetleri yüksektir. Telio-CAD® restorasyonlar ojenol içermeyen kompozit içerikli geçici siman (tercihen Telio CS Link®) ile simante edilir [33].

Fiziksel özellikleri [33]

- Bükülme dayanımı..... 135 MPa
- Elastik modülü..... 3106 MPa
- İndentasyon sertliği..... 176 MPa
- Vickers sertliği..... 190 ± 5
- Su absorpsiyonu..... 21 µg/mm³
- Suda çözünme..... 0,0018 µg/mm³



Resim 2.5. Telio-CAD blok (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein)

2.1.5. Eklemeli CAD/CAM sistemlerinde kullanılan geçici restorasyon materyalleri

Polimerler, materyal çeşitliliği ve farklı yöntemlerle üretilebilmeleri nedeniyle eklemeli üretim tekniğinde en yaygın kullanılan materyallerdir. Polimerler, termoplastik filamentler, reaktif monomerler, reçine veya toz yapısında bulunur. Eklemeli üretim yöntemi ile üretilen polimerlerin düşük dayanım göstermesi nedeniyle kullanım alanları sınırlıdır. Eklemeli üretim yöntemleriyle üretilen polimerlerin düşük mekanik özelliklerini geliştirmeye ve geliştirilmiş polimer rezinlerin üretimine yönelik araştırmalar devam etmektedir. Polimer materyallere fiber eklenmesinin polimerlerin mekanik özelliklerini arttırabileceği bildirilmiştir [34].

Eklemeli üretimde yaygın olarak kullanılan polimerler, akrilonitril bütadien stiren (ABS) ve polilaktik asit (PLA) gibi polimerlerdir. ABS iyi mekanik özelliklere sahiptir ancak üretim sırasında hoş olmayan bir koku yayar. PLA çevre dostudur ancak mekanik özellikleri zayıftır. Foto polimerik reçinelerin polimerizasyonu ise, ultraviyole (UV) ışığı ile gerçekleşir. Üretilen polimerlerin moleküler yapısı, UV ışınlarla maruz kalma süresi ve tabakaların kalınlığına bağlıdır [34].

2.2. CAD/CAM Sistemleri

Dijital üretim ve tasarım sistemleri, dental restorasyonların üretim rutinini yavaş yavaş değiştirmektedir. CAD/CAM, dijital tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerden bilgisayar yazılımları ile üç boyutlu tasarımlar yapılması ve tasarlanan restorasyonların özel yöntemlerle üretilmesi esasına dayanır [35]. CAD/CAM sistemleri, üretim basamakları esnasında oluşabilecek hataları elimine ederek daha uyumlu restorasyonların elde edilmesini sağlar [36]. Son 30 yılda CAD/CAM sistemlerindeki ilerleme, yeni materyallerin, tedavi yöntemlerinin ve protez üretim süreçlerinin de gelişmesine katkıda bulunmuştur. Materyal geliştirme sürecindeki inovasyon hekimlerin hem laboratuvarında hem de klinikte geniş bir yelpazede çok yönlü restoratif materyal seçebilmelerine olanak sağlar. CAD/CAM sistemlerle dayanak dişler ile hassas uyum gösteren estetik restorasyonların, tek seansta üretimi de yapılabilir. CAD/CAM uygulamaları geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve hastanın klinikte bulunma süresini kısaltmıştır. Hekim veya teknisyenden kaynaklı hata ihtimalini oldukça azaltmış ve

indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların da önüne geçmiştir [37].

CAD/CAM restorasyonlar üretilirken farklı uygulama yöntemleri kullanılmaktadır:

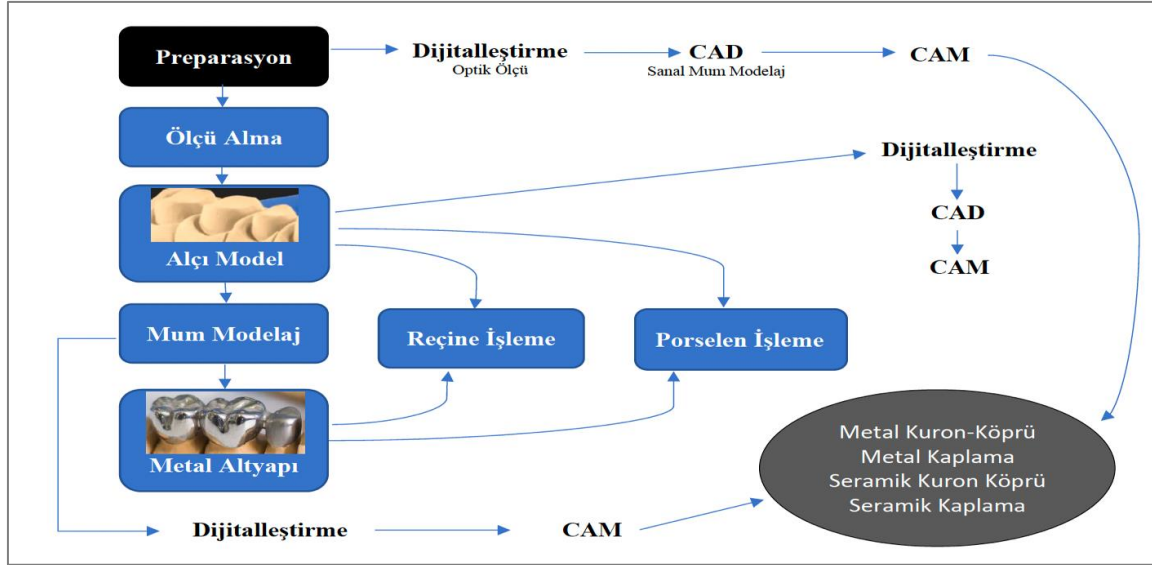
- a. Eksiltme (katı bloktan aşındırma) yöntemi
- b. Eklemeli retim yöntemi
- c. Kombine yöntem: Eklemeli retim ve eksiltme yöntemlerinin birlikte kullanıldığı sistemdir.

CAD/CAM sistemlerinde metal alaşımları, titanyum ve titanyum alaşımları ile geçici ve daimi olarak kullanılabilen rezin esaslı materyallerin yanı sıra farklı tam seramik türleri de üretilir [38].

2.2.1. CAD/CAM sistemlerinin yapısal elemanları

Dental CAD/CAM sistemleri 3 bileşenden oluşur.

1. Veri toplama nitesi (CAI): Fiziksel geometriyi dijital dataya dönüştüren bir tarayıcı veya kamera.
2. Tasarım nitesi (CAD): Veri toplama ünitesinden elde edilen dijital datadan restorasyonun tasarımını yapan bir yazılım.
3. Üretim nitesi (CAM): Veri bütününü istenen ürüne dönüştüren bir üretim teknolojisi. Bu aşama klinikte veya laboratuvarında yapılabilir [39].



Şekil 2.2. Günümüzde sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanılan CAD/CAM sistemlerine genel bakış [40]

Veri toplama ünitesi (Tarayıcı)

Sistemde veri toplayan bölümdür. Ağız içi tarayıcılar ile direkt veya ağız dışı tarayıcılar ile indirekt olarak preparasyon bölgesine, komşu dişlere ve çevre dokulara ait veriler toplanır. Temelde optik ve mekanik tarayıcılar olmak üzere iki farklı tarayıcı vardır. Optik tarayıcılar, "triangulasyon prosedürü" olarak adlandırılan bir yöntemle üç boyutlu (3B) veri toplar. Burada ışık kaynağı (örneğin lazer) ve alıcı birbirleriyle belirli bir açıdadır. Bu açı sayesinde bilgisayar, alıcı üzerindeki görüntüden 3B veri bütünü oluşturabilir. Mekanik olanlar ise top uçlu bir aracı ile ana modelin mekanik olarak ölçümünü yapar. Dezavantajları bu veri ölçüm tekniğinin optik sistemlere kıyasla uzun işlem süreleri, pahalı olması ve karmaşık mekanik yapısıdır. En yaygın olarak kullanılan dijital format, açık veya kilitli STL (Standart Triangle Language)'dir [39, 41, 42].

Dijital kayıt CAD-CAM sistemlerin en önemli aşamasını oluşturur. İyi bir dijital ölçüden ve tasarımdan sonra CAM sistemi kullanılarak eklemeli ve eksiltmeli üretim gerçekleştirilebilir [43].

Tasarım ünitesi (CAD)

Dijital ortamda üretilen restorasyonun 3B olarak tasarlanabilmesi için bilgisayarın bir tasarım ünitesi içermesi gerekir. Kişiye özgü olarak tasarlanan restorasyonların dizayn ve

üretimine izin veren pek çok farklı yazılım programı mevcuttur. Uygulayıcı direkt olarak CAD yazılımında var olan hazır şablonları kullanabilir veya bazı modifikasyonlar ile farklı tasarımlar oluşturabilir. Bu yazılım programları genel olarak CAD/CAM sistemlerine özgüdür ve başka sistemlerle uyumlu değildir (kapalı sistemler). Açık sistemlerde ise CAD ile tasarlanan restorasyonun sanal verisi başka bir formata dönüştürülerek (stl., ply. vb) başka bir markaya ait CAM ile üretimi yapılabilir. Farklı dental restorasyonların dizayn edilebilmesi için özel yazılımlar geliştirmeye devam edilmektedir [44].

Üretim ünitesi (CAM)

Oluşturulan tasarımlar bu birimde bilgisayar kontrollü frezeleme ve aşındırma makineleri tarafından üretilir. Restorasyonların üretiminde farklı materyellerden oluşan blokları aşındırarak üreten sistemler olduğu gibi yine çeşitli materyalleri birbiri üzerine ekleyerek üretim yapan sistemler de mevcuttur. Bloklardan aşındırma yapılması yoluyla üretim yapan sistemlere eksiltmeli, materyallerin birbiri üzerine eklenerek üretildiği sistemlere eklemeli sistemler denir. CAM cihazları tarafından üretilen restorasyonlara renklendirme, makyaj, düzeltme gibi final yüzey işlemleri de uygulanabilir [44].

Taranan verilerin üretim ünitesine aktarılmasında dört farklı yöntem bulunur;

1. Yöntem: Alt ve üst çene arklar, diş ve implantlar dahil, hiçbir model olmaksızın bir ağız içi tarayıcı ile direkt olarak taranır. Bu yol esas olarak sadece monolitik restorasyonlarda endikedir.
2. Yöntem: Ağız içi tarayıcı ile dişlerin taranmasını ve daha sonrasında bunun dijital yazıcılar tarafından modele dönüştürülmesini içerir.
3. Yöntem: Geleneksel yöntemlerle alınan bir ölçünün bir dijital tarayıcı aracılığıyla taranmasını içerir.
4. Yöntem: Geleneksel yöntemlerle alınan ölçüden elde edilen alçı modelin bir dijital tarayıcı aracılığıyla taranmasını içerir [44].

2.2.2. Eksiltmeli CAD/CAM yöntemi

Bloğun eksiltilmesi esasına dayandığı için bu yönteme "eksiltme yöntemi" denir. Bu yöntem, elde edilecek üründen çok daha fazla materyal harcanmasına neden olduğu için yüksek maliyetlidir [35]. Tek üyeli veya çok üyeli protetik restorasyonlarda oldukça

başarılıdır. Eksiltme yönteminde genellikle tarayıcı, yazılım ve donanım üniteleri bir arada bulunmaktadır ve üretim işlemleri sırasında seçim yapılması çoğunlukla olanaksızdır [45]. Şu anda, ticari olarak mevcut çoğu dental CAD/CAM sistemi, bir bloğu şekillendirmek için milledme yöntemini kullanır. CAD/CAM teknolojisi ile, laboratuvar süresi kısaltılabilir, verimlilik artırılabilir ve geleneksel yöntemlere göre yüksek kaliteli ürünler elde edilebilir. Ancak CAD/CAM cihazları, dikkatli kullanım ve bakım gerektirir. Ek olarak, milledme cihazının hareket aralığının bazı limitasyonları nedeniyle, CAD/CAM restorasyonların, özellikle eğimli yüzeylerde ve keskin bölgelerde üretilebilirliği nispeten zayıftır [46].

Eksiltmeli CAD/CAM yönteminde frezeleme sistemleri çeşitleri

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

- a) Ofis tipi: Tüm aşamaların klinikte gerçekleştirildiği sistemlerdir. İntraoral olarak yapılan diş preparasyonu taranır ve restorasyon klinikte üretilir. CEREC ve E4D Dentist sistemleri bu gruba örnek verilebilir.
- b) Laboratuvarda kullanılan sistemler: Dental laboratuvarında, prepare edilmiş diştten alınan direkt ölçüden elde edilen modelden veya indirekt olarak ölçüden tarama yapılır. Bu sistemlerin birçoğunda altyapı (copingler) üretilir ve laboratuvar teknisyenleri restorasyona üst yapı porseleni ekler. CEREC inLab, Cercon, DCS Preci-fit, Everest, sistemleri bu grupta yer almaktadır.
- c) Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri: Model taraması laboratuvarında yapıldıktan sonra veriler dijital olarak ana üretim merkezine gönderilir. Bu merkezde alt yapısı üretilerek üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm alt yapıların aynı merkezde üretilmesiyle standardizasyon sağlanmış olur. Procera ve Lava sistemleri bu gruba örnek olarak verilebilir [47, 48].

Ofis tipi sistemler

- *CEREC (CEramic REConstruction system)*: Tüm CAD/CAM sistemleri içinde Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany), CEREC ürün grubuyla hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılan sistemlere sahip tek üreticidir. İlk olarak

1985 yılında kullanılmaya başlanmış olup, geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir [47]. Bugüne dek gerek yazılım gerek üretim bölümlerinde yapılan iyileştirmelerle, başarı oranı çok yüksek restorasyonlar elde edilebilir. Preparasyonun dijital ölçüsü, intraoral tarayıcı kamerayla direkt olarak hasta ağzından alınır. Alınan görüntü dosyaları kameranın bağlı olduğu bilgisayara transfer edilir. Tasarım komşu dişler ve antagonist dişlerle uyumlu bir şekilde yapılır. Bu aşamadan sonra hekim sanal olarak aşındırma, ekleme, kontur değişikliği gibi düzenlemeler yapabilir. Tasarım bittikten sonra, uygun renk ve boyutta seçilen blok freze cihazıyla freze edilerek, tek seansta restorasyon bitirilebilir. CEREC sistemiyle feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, nano seramikler ve geçici amaçla kullanılan rezin bloklar kullanılabilir [47].



Resim 2.6. CEREC sistemi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)

- *Evolution 4D (E4D) Dentist Sistemi:* 2008 yılında piyasaya sürülen sistem, aynı gün klinikte üretilerek hastaya teslim edilebilen bir diğer sistemdir. Tarayıcının küçük olması nedeniyle ağız açıklığı kısıtlı olan hastalarda daha rahat kullanım sağlar [49]. Ağız içi taramada bazı durumlarda opak toz kullanımı gerekebilir. Aynı anda 16 üyeye kadar restorasyon tasarımı yapılabilen bir yazılıma sahiptir [47]. Kullanılabilecek materyal çeşitliliğinin CEREC kadar fazla olmaması sistemin dezavantajıdır. Bu sistemle bölümlü kron, tam kron, inley, onley ve köprü tasarımı yapılabilir. Lösitle güçlendirilmiş seramik, titanyum içerikli

metal, lityum disilikat, nanoseramik ve geçici amaçla kullanılan akrilik bloklar E4D Dentist sistemi ile uyumludur [47].



Resim 2.7. E4D Dentist sistemi (D4D Technologies LLC, ABD)

Laboratuvarda kullanılan sistemler

- *CEREC in LAB*: CEREC inLab sisteminde ağız dışı tarayıcı ile modelin dijital ölçüsü alınır. Tarayıcı robotik kol ile birlikte beş eksenli tarama yapabilir. Yazılımda temel modül, implantoloji modülü, hareketli protez modülü, ara yüz modülü olmak üzere dört farklı modül bulunur. Tasarım işlemi sonrası laboratuvar tipi frezeleme cihazıyla restorasyon hazırlanır. Yapılacak işleme göre frezeleme işlemi ıslak veya kuru olarak yapılabilir. Zirkonyum, polimer, kompozit, mum, sinterlenebilen metal, cam ve hibrit seramik, zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik materyallerin kullanılabilmesi mümkündür. Veneer, tek kron, inley, onley, köprü alt yapısı, tam ark köprü üretimi, teleskop kron, bar, abutment, implant destekli köprü ve splint üretimi yapılabilir [50].



Resim 2.8. CEREC in Lab sistemi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)

- *CERCON*: Dentsply firmasına ait olan ve ilk piyasaya sürüldüğünde sadece CAM sistemi olarak çalışan sistem, 2005 yılında sisteme 3B optik tarayıcı ve bir tasarım yazılımı eklendikten sonra CAD/CAM sistemine dönüşmüştür. Her bir üye 20 saniyeden kısa sürede, 10 mikron hassasiyetle taranabilir. Tek üyeden 9 üyeye kadar yarı sinterlenmiş zirkonya blokları freze edebilir. Sistemin kendi sinterleme fırınında 16 üyeye kadar köprü sinterlemesi yapılabilir [51].

Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri

- *Procera Sistemi*: 1993'te geliştirilen Procera All Ceram sistemi alt yapı üretiminde kullanılmaktadır. Alüminyum oksit (Procera AllCeram), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) ve titanyum (Procera AllTitan) alt yapıli restorasyonlar üretilebilir [51]. Procera sisteminde CAD işlemi dental laboratuvarında gerçekleştirilirken, CAM ünitesi İsveç ve ABD olmak üzere iki merkezde bulunur. Modeldeki veriler tarayıcı kullanılarak dijital ortama aktarılır. Elde edilen dijital veri e-mail yoluyla ilgili merkeze gönderilir. Üretim merkezinde seramiğin büzülmesini kompanse edebilecek büyüklükte genişletilmiş daylar hazırlanır. Elde edilen restorasyon alt yapısı laboratuvara geri gönderilir ve alt yapı ile uyumlu porselen (all-ceram) eklenerek restorasyon tamamlanır [51].
- *Lava Sistemi*: Lava sistemi (3M ESPE®) üç boyutlu optik tarayıcı, bilgisayar destekli frezeleme makinesi ve sinterleme fırınından meydana gelir. Alınan ölçü ile elde edilen model, optik tarayıcı ile modele temas etmeden taranır. Lava CAD yazılımı ile restorasyon marjinleri ve gövde otomatik olarak belirlenir. Restorasyon alt yapısında sinterlemeden sonra %20-25 oranında oluşacak büzülmei engelleyebilmek için sistem tarafından bu oranlarda genişletilmiş alt yapılar otomatik olarak hazırlanır. Maksimum estetik için frezeleme ve sinterleme işlemleri öncesi altyapıya yedi farklı seçenekte renklendirme yapılabilir. Tasarım tamamlandıktan sonra yitriyumla stabilize edilen tetragonal zirkonyum polikristal materyal, alt yapı üretimi için uygun boyutlarda seçilir ve frezeleme makinesinde restorasyonun üretimine geçilir [37]. Frezeleme işlemi tek üye alt yapı için 15 dk, 3 üye köprü içinse yaklaşık 45-50 dk sürer [51].

Dental eksiltmeli CAD/CAM sisteminin avantajları

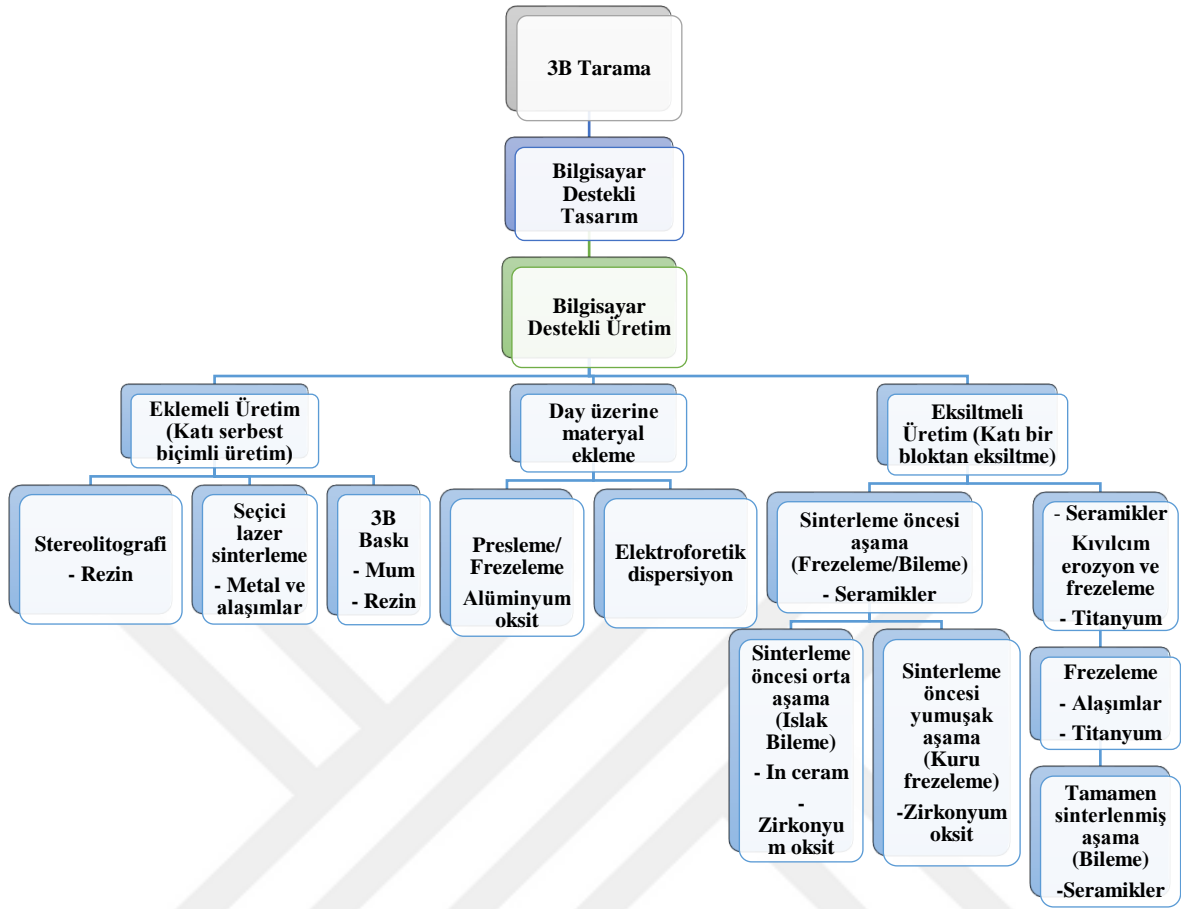
Dental restorasyonların üretiminde CAD/CAM teknolojisinin kullanımı, geleneksel yöntemlere göre çok sayıda avantaja sahiptir.

- CAD/CAM sistemleri oldukça hızlıdır ve eğitimi alındıktan sonra kullanımı kolaydır.
- Dijital ölçü yöntemleri geleneksel ölçülerden daha hızlı ve kolaydır. Çünkü, döküm, mum modelasyon, revetmana alma gibi laboratuvar işlemlerini ortadan kaldırır.
- CAD/CAM sistemleri üretimi de daha hızlı hale getirir; kullanılan materyale bağlı olmak üzere tam tek bir kronun frezelenmesi yaklaşık 6 dakika sürer. Bu durum ikinci bir randevu ihtiyacı olmadan uygun durumlarda aynı gün daimi restorasyonların yapılabilmesine olanak sağlar. Bu sayede geçici restorasyon ihtiyacı ortadan kalkar [49, 52, 53]. CEREC kullanıldığında yarım ark ölçü işleminin 40 sn, tam ark ölçünün ise 2 dakika kadar sürdüğü üretici firma tarafından belirtilmiştir [54].
- Anestezi ihtiyacı birçok seansta tekrarlanmak yerine tek seansla sınırlandırılabilir.
- Tedavi öncesinde diagnostik dijital modellerde istenen değişiklikler kolayca yapılabilir
- CAD/CAM sistemlerinde ölçü ve üretim aşamalarının oldukça hassas olması uyumlu restorasyonların üretilmesini sağlar.
- Geleneksel ölçülerde ölçü materyalindeki boşluklar, ayrılmalar ve yırtıklar, ölçü materyalinde kalan kordlar veya diğer kalıntılar gibi sorunlar olmakla birlikte dijital yöntemlerde böyle durumlar görülmez.
- CAD/CAM seramik blokların translusent olanları doğal bir görünüme sahiptir ve farklı renk seçenekleri mevcuttur.
- Üretilen restorasyonlar özelliğini uzun süre muhafaza eder çünkü prefabrike seramik bloklar internal defektler içermezler ve bilgisayar programı aşınmaya dayanıklı restorasyonlar üretmek üzere tasarlanmıştır.
- Zamandan tasarruf, laboratuvar ve teknisyene olan ihtiyacın azalması maliyetleri düşürme potansiyeline sahiptir.
- Daha hızlı, yüksek kaliteli restorasyonların üretilmesi vaadi hastaların dijital teknolojiye merak ve isteğini arttırır.

- Bulantı refleksi olan hastalarda dijital tarayıcılar oldukça avantajlıdır.
- Tüm taramaların dijital olarak saklanabilmesi ve arşiv yapılabilme özelliği oldukça önemlidir. Bu sayede hasta yıllar sonra gelse bile ağız içi ilk durumu görebilme; restorasyonların kaybedilmesi, kırılması veya düşürülmesi gibi durumlarda aynı restorasyonu birebir olarak üretebilme imkânı sunar. Standart alçı modeller ise çok yer kaplar, aşınabilir veya kırılabilir.
- Geleneksel ölçü malzemelerinin masrafı ve tek kullanımlık olmalarından dolayı çevreye vereceği muhtemel zarar en aza indirgenir.
- Görüntüler kesitsel olarak veya bölüm bölüm incelenebilir. Doğru ve objektif bir şekilde renk seçimine imkân tanır [49, 52, 53].

Dental eksiltmeli CAD/CAM sisteminin dezavantajları

- Ekipman ve yazılımın ilk maliyeti yüksektir ve uygulayıcının eğitim için zaman harcaması gerekir.
- Monokromatik blokların kullanılması hasta ve hekimin estetik beklentilerini her zaman karşılamayabilir. Ancak bu durum için son zamanlarda polikromatik bloklar üretilmiştir.
- Basamağın diş etinin altında olduğu durumlarda marjinlerin dijital ortama aktarılmasında hatalar olabilir. Bu durumda dijital yöntemlerde de konvansiyonel yöntemlerde olduğu gibi retraksiyon yapılarak ölçünün alınması gerekir.
- Kan, yumuşak doku veya tükürük varlığında tarayıcı doğru bir kayıt alamayabilir.
- Kron ve köprülerin keskin köşelerinin seramik bloklardan üretilmesi için güçlü bir freze ünitesi ve gelişmiş yazılım gerekir [40, 49, 55].



Şekil 2.3. Diş hekimliği için CAD/CAM sistemlerine genel bakış [42]

2.2.3. Eklemeli CAD/CAM üretim sistemi

Eklemeli üretim, Amerikan Test ve Malzeme Kurumu (ASTM) tarafından şöyle tanımlanmıştır: “3B model verilerinden cisimler oluşturmak için kullanılan, katman üstüne katman ekleme şeklinde ve aşındırıcı üretim metodolojilerinin tam aksi olarak malzemelerin birleştirilmesi işlemidir”. Eklemeli üretim yöntemi eksiltmeli yöntemin aksine, farklı donanımlar arasında ve farklı üretim merkezleri arasında seçim yapma şansı sunar [45]. Son zamanlarda dental restorasyonların üretiminde, eksiltmeli CAD/CAM sisteminin eksiklikleri de göz önünde bulundurularak, daha az malzeme ile hassas protez üretme gücüne sahip olan 3B baskı sistemi (eklemeli üretim) de kullanılmaktadır. 3B baskı teknolojisi ile CAD verilerinden üretilen katmanlar ayrı ayrı polimerize edilir ve bir kerede fotopolimerizasyon yoluyla bir önceki katmanla birleştirilir. Bununla birlikte, katmanlama ve polimerizasyon sırasında düşük moleküler ağırlıklı monomerlerde atomik mesafenin azalması nedeniyle materyalde polimerizasyon büzülmesi de görülebilir [46].

Diş hekimliğinde eklemeli üretim için kullanılabilen polimer sayısı azdır. Ayrıca eklemeli üretim ile yapılan uygulamalar sınırlıdır (örn; çalışma modelleri, maksillofasiyal protezler, ortodontik apareyler, okluzal apareyler, kişisel kaşık yapılması, geçici restorasyonlar vb). Farklı alanlarda kullanılabilmesine yönelik artan talep nedeniyle materyallerde yenilikler ve gelişmeler sürmektedir. Biyouyumlu materyaller üretmek ve materyalleri yalnızca geçici restorasyon olarak değil, oral koşullar altında daimi restorasyon olarak kullanabilmek de eklemeli üretim yönteminin hedeflerindedir. Optik özellikleri iyileştirmeye yönelik baskı parametreleri de gelişmeye devam etmektedir [56].

Eklemeli üretimin özellikleri;

- Nesnenin katmanlı ve dikey olarak yönlendirilmiş üretimi
- Hiçbir malzeme kaybı olmaması (kullanılmayan malzeme geri dönüştürülebilir ve yeniden kullanılabilir)
- Büyük nesnelere üretme imkanı (üretim bölgesinin boyutunun sınırları dahilinde)
- Pasif üretim (örneğin millededeki gibi herhangi bir kuvvet gerekmez)
- Dijitalleştirilmiş verilere dayalı ayrıntılı üretim (BT, MR veya tarayıcılardan veri alınabilir)
- Yeniden üretilebilirlik
- İşlenecek ürün içinde farklı yoğunluk ve malzeme özelliklerine sahip münferit bölümlerin üretilebilmesi [56]

Eklemeli üretim tekniği diğer CAD/CAM yöntemleri gibi protetik restorasyonların yapımında; artmış hassasiyet, zaman ve iş kazancı, çapraz enfeksiyonun önlenmesi gibi birçok avantaj sağlar. Kısa sürede üretim gerçekleştirilebilen bu yöntem, protetik diş tedavisi uygulamalarında geleneksel eksiltmeli CAD/CAM teknolojisine bir alternatif olarak kullanılır. Ekleme yöntemi 1980'lerde model ve döküm örneklerinin üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. Bu nedenle tabaka ekleme yöntemi kullanılarak modellerin hızlı üretimine "hızlı prototipleme (rapid prototyping)" adı verilmiştir [35].

Dijital iş akışlı restorasyon üretimi 3B yazıcılar ile:

1. Veri toplama,
2. Veri işleme,
3. Üretim olmak üzere 3 bölümden oluşur [57].

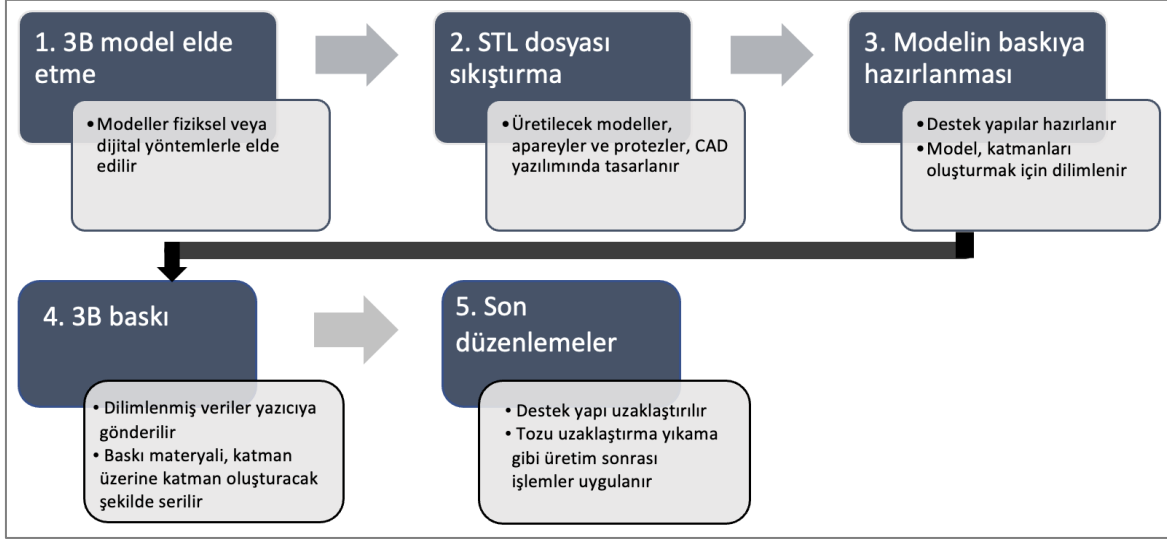
1. Veri toplama: Bir ağız içi veya ağız dışı tarayıcıyla elde edilen verilerin STL dosyasına dönüştürülme prosedürlerini içerir [57]. Charles Hull tarafından geliştirilen STL dosya formatı, CAD yazılımı ve 3B yazıcı arasında veri aktarımı için altın standart olarak kabul edilmiştir [58].
2. Veri işleme: Belirli bir CAD yazılımı kullanılarak geçici restorasyonun sanal olarak tasarlanmasıdır. Eklemeli üretim teknolojisinin limitasyonları nedeniyle, tasarım sırasında önemli parametreler kontrol edilmelidir. En önemli parametrelerden biri olarak gösterilen minimum kalınlık değeri, üretimde kullanılacak olan materyale ve seçilecek eklemeli üretim tekniğine bağlı olarak değişebilir. Kalınlık parametresi materyalin yapısal bütünlüğünün sağlanabilmesi için oldukça önemlidir. CAD yazılımı, dijital tasarımın kalınlığı üzerinde tam kontrol sağlayan araçlara sahiptir [57].

Tasarımı tamamlanan STL dosyası, dilimleme ve destek yapıların (Resim 9) eklenmesi amacıyla yapı değişkenlerinin ve parametrelerinin belirtildiği yazıcıya aktarılır. Bu prosedür, üretilecek her iş için bir frezeleme protokolüne sahip “bilgisayarlı sayısal kontrol (CNC)” makinasına benzemektedir. Üretimi yapan yazıcı parametreleri, kullanılan eklemeli üretim türüne ve 3B yazıcıya bağlı olarak değişmektedir [57].



Resim 2.9. Eklemeli üretimde üretilecek objenin yapı platformuna tutunmasını sağlayan destek yapılar

3. Üretim: 3B baskı cihazını kullanarak bir nesnenin katman katman oluşturulmasıdır. Cihazın standardizasyon ve doğruluk koşullarını sağlayabilmek için 3B yazıcıları periyodik olarak kalibre etme gerekliliği ile beraber, oda koşulları veya yazıcı konumu değiştiğinde de kalibrasyon şarttır. Üretim sonrası polimerizasyon işlemini tamamlamak için, temizleme ve post-polimerizasyon işlemi gerçekleştirilir. Her yazıcının üretici tarafından belirlenen üretim sonrası önerileri vardır [57].



Şekil 2.4. 3B yazıcılar ile üretim süreci [45]

Eklemeli üretim diş hekimliğinde giderek daha fazla kullanılmaktadır. Süreç, 3B modeller üzerinde malzeme datasının katman katman birleştirilmesi şeklindedir. Dental polimerleri üretebilmek için esas olarak dört eklemeli yöntem [lazer stereolitografi (SLA), polimer püskürtme (MJ), dijital ışıkla işleme (DLP), eriyik yığılma modellemesi (FDM)] kullanılmakla beraber, farklı prensiplere dayanan birçok eklemeli üretim yöntemi vardır.

Eklemeli üretim sınıflandırması

Eklemeli üretim ASTM F42 standardına göre 7 alt başlıkta incelenir [59].



Şekil 2.5. Eklemeli üretim yöntemlerinden mavi ile belirtilenler dental alanda sık kullanılan yöntemlerken, gri renk dental uygulaması olmayan veya daha az olan yöntemleri temsil eder [60]

Diş hekimliğinde en sık kullanılan eklemeli üretim yöntemleri; fotopolimerizasyon (SLA, DLP,) eriyik yığıma modelleme (FDM), seçici elektron ışınıyla eritme (EBM), seçici lazer sinterleme (SLS/DMLS), yapıştırıcı ile katmanlı üretim (Binder Jetting- İnkjet printing) yöntemleridir [61].

Eklemeli üretim yöntemleri

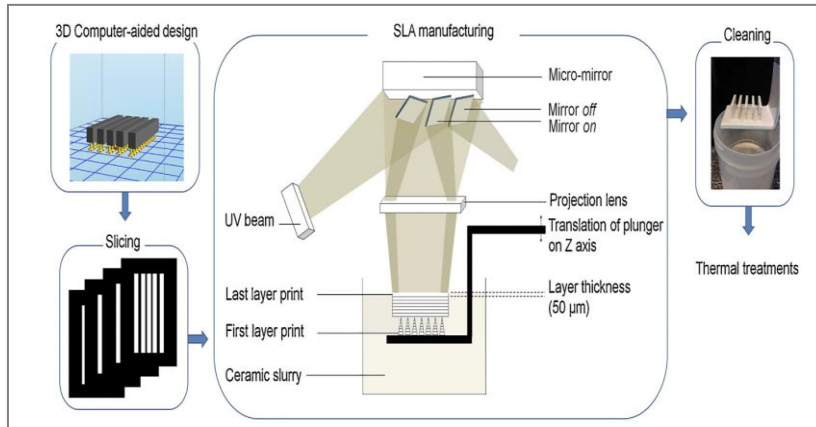
Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi (SLA) ilk defa 1986 yılında Charles W. Hull tarafından şöyle tanımlanmıştır: “UV ışınla sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı objelerin oluşturulması metodudur “ [62]. SLA ile üretim UV lazerin fotoreaktif reçineyi ince katmanlar halinde polimerize etmesiyle olur. Proses, fotopolimer sıvı reçinenin hazne içine doldurulması ile başlar. Platform hareketlidir ve polimerize edilecek reçinenin hemen altında yer alır. Bilgisayarla kontrol edilen UV lazer ile sıvı reçine polimerize edildikten sonra yeni katmanların oluşturulması için tabla katman kalınlığı kadar aşağı iner [45].

Temel üretim süreci şu şekildedir [62]:

- CAD programında üretilecek nesnenin 3 boyutlu modeli oluşturulur.
- Bir yazılım paketi, CAD modelini milimetre başına 5 ila 20 tabaka arasında ince dilimlere böler. Tabaka sayısı ne kadar fazlaysa çözünürlük o kadar iyidir.
- Lazer, haznedeki sıvı reçineyi tarar ve sertleştirir, böylece ilk katman oluşur.
- Platform, katman kalınlığı kadar aşağı iner ve lazer bir sonraki katmanı tarar.
- Bu işlem, model tamamlanana kadar katman katman tekrarlanır.
- İşlem tamamlandıktan sonra üretilen yapı, polimerize olmamış reçineden arındırılmak için bir solvent ile durulanır ve sonrasında reçineyi tamamen polimerize etmek için ultraviyole fırına yerleştirilir [62].

Üretim çok hızlı değildir. Oluşturulan nesnelerin boyutu ve sayısına bağlı olarak her katman oluşumu 1-2 dk sürer. Bir çalışma ortalama 6 -12 saat sürer, büyük nesnelerin üretimi ise birkaç gün sürebilir [62]. SLA yöntemi diş hekimliğinde cerrahi kılavuzlar üretmek için, geçici kronların ve köprülerin üretiminde, rezin modellerin elde edilmesinde, enjeksiyon kalıplamada ve çeşitli metal dökümler için day model oluşturmada kullanılır. Bu sistemin daha kaliteli yüzey oluşturmak ve daha az materyal kullanımı gibi avantajları vardır. Dezavantajı ise materyal üretiminin destek yapılarına ihtiyaç duymasıdır. Böylece fazla materyal harcanır ve destek yapıların kesilmesi aşaması üretim sonrası süreyi arttırır [45, 62].

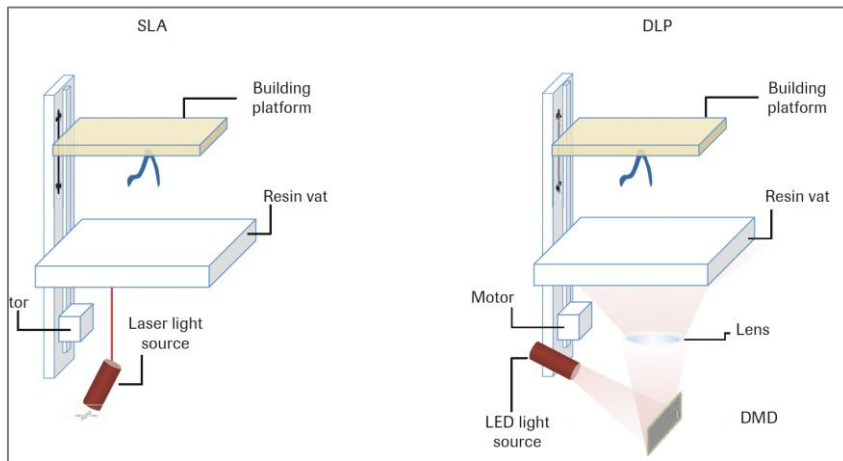


Resim 2.10. Şematik olarak SLA yöntemi

Dijital ışık işleme (DLP)

DLP sistemi 1987 yılında Larry Hornbeck tarafından geliştirilmiştir. DLP, benzer oldukları için ASTM tarafından SLA ile aynı eklemeli üretim kategorisinde kabul edilmiştir. SLA ve DLP arasındaki temel fark kullanılan ışık kaynağıdır. SLA yazıcılarda ışık kaynağı olarak lazer ışını kullanılırken; DLP yazıcılarda 380 nm ve 405 nm kısa dalga boylu ışık, dijital mikroayna aygıtı (DMD) ile yönlendirilerek kullanılır [34]. Her ayna, yansıtılan görüntüdeki bir veya daha fazla pikseli temsil eder. Ayna sayısı arttıkça yansıtılan görüntünün çözünürlüğü de artar [57]. Sıvı fotopolimer, projektörden gelen ışığa maruz kalır. DLP projektör, sıvı fotopolimere 3B modelin görüntüsünü yansıtır. Radyasyon, şeffaf bir UV pencere içinden geçer. Bu işlemler, üretim tamamlanıncaya kadar devam eder [57]. Tamamlanan 3B model destek yapıların uzaklaştırılması ve kimyasal banyo için post polimerizasyon işlemine gönderilir [63].

SLA gibi DLP sisteminde de yüksek doğruluk ve yüksek çözünürlükte üretim gerçekleştirilir. Bununla birlikte, DLP'nin SLA'ya göre bir avantajı, üretimi kolaylaştırmak için sığ bir reçine haznesi gerektirmesidir. Bu teknikte genellikle daha az artık materyal oluşur ve maliyeti daha düşüktür. SLA'dan farklı olarak, DLP yönteminde projektör tek seferde bütün fotopolimer reçine üzerine etki ettiği için SLA'dan daha hızlıdır. Bu teknikle üretilen yapıların mukavemetleri iyidir [63].



Resim 2.11. Şematik olarak DLP yöntemi

Malzeme püskürtme (Material jetting/MJ)

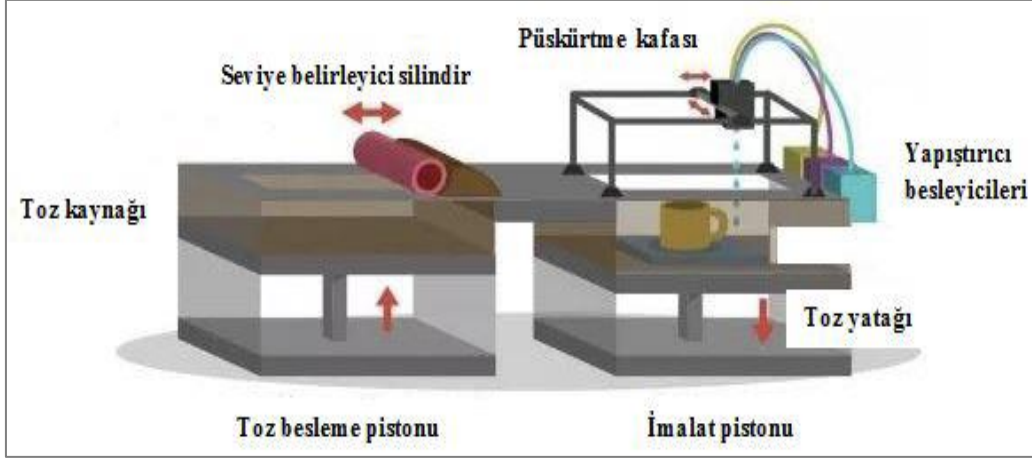
Malzeme püskürterek eklemeli üretim yapılan cihaz Inkjet 3B yazıcı olarak da bilinir. Bu yazıcılarla 3B modeller, mürekkep püskürtmeli yazıcılardaki tekniğe benzer bir şekilde üretilir [45]. Tek bir katman baskısı şeklinde değil, birden çok katmanın birbirleri üzerine eklenmesiyle 3B katı cisim oluşturulur [65]. Piezoelektrik başlık çok sayıda fotopolimerize damlacığı püskürtür ve ilk katmanı tamamlar. Ardından ultraviyole ışık ile bu katmanı polimerize ederek sertleştirir [45, 65]. Piezoelektrik başlık, hareketli platformun üzerinde konumlandırılır. İlk katman tamamlandıktan sonra platform aşağıya iner ve diğer katman üretilir. Bu işlem model bitene kadar tekrarlanır. Inkjet 3B yazıcılarda, aynı anda çok parçalı nesnelere üretmek için çeşitli rezinler kullanılabilir. Destek yapı otomatik olarak üretilir [45].

Yapıştırıcı ile katmanlı üretim (Binder jetting/BJ)

Bağlayıcı püskürtme, toz maddeyi bir bağlayıcı solüsyonla yapıştırma ilkesi ile çalışır. Bu yöntemde 2 çeşit malzeme kullanılmaktadır;

- Toz esaslı ana malzeme
- Toz katmanları arasında yapışkan görevi gören ve genellikle sıvı halde bulunan yapıştırıcı [59].

Silindir ile serilen toz materyal üzerine mürekkepli yazıcılara benzeyen hareketli bir başlık ile yapıştırıcı uygulanır. Platform katman oluştuğunda aşağıya iner ve obje oluşana kadar bu döngü devam eder. Destek yapıya ihtiyaç yoktur. Bağlayıcıya çeşitli renkler eklenebilir [45].



Resim 2.13. Şematik olarak yapıştırıcı ile katmanlı üretim (Binder jetting/BJ)

Toz yataklı eritme

Termal enerjinin bir toz yatağındaki çeşitli bölgeleri seçici şekilde kaynaştırdığı (yapıştırıcı ajan veya termal enerji ile) 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 [66].

Seçici lazer eritme (SLE) ve seçici lazer sinterleme (SLS) gibi lazer bazlı üretim tekniklerinde katı obje oluşturmak için kullanılan toz halindeki materyale lazerin aynalar aracılığıyla yönlendirilmesi esastır. Lazer ışınının yüzeye çarpmasıyla oluşan ısı, tozu istenilen şekilde bir araya getirir ve CAD verilerinden 3B parçalar oluşturur. Toz tabakanın hemen altında hareketli bir platform mevcuttur. Tarayıcı sistem aracılığıyla belirlenen bölge tarandıktan sonra, ilk katman oluşturulur ve yeni katmanların oluşması için platform, katman kalınlığı kadar aşağı iner. Solid nesne oluşumu tamamlanana kadar işlem tekrarlanır. Sinterleme işlemi tamamlandıktan sonra istasyonun biraz soğuması beklenir. Üretilen parça, fırçalar ve vakumlu süpürgelerle tozlardan arındırılır. Bu yazıcılarla sinterlenen tozun dışında kalan toz destek görevi gördüğü için, ek bir destek materyaline ihtiyaç yoktur. Lazer sinterleme ile detaylı ve hassas yapılar oluşturulabilir. Detay derecesi lazerin hassasiyeti ve tozun inceliğine bağlıdır. Lazer tozu şekillendirme ile metal, plastik ve seramik objeler üretilebilir. Üretimde polimer veya seramik kullanılacaksa genellikle SLS kullanımı tercih edilirken, metal kullanılacaksa SLE veya direkt metal lazer sinterleme (DMLS) kullanılır. Üretilen nesnelerin post-polimerizasyon ihtiyacı yoktur [45].

- a) Seçici Lazer Sinterleme (SLS): Bu yöntemde üretim, lazer ışını (Nd-YAG) uygulanarak sinterleme şeklinde gerçekleştirilir. Kullanılan malzemeler toz halindedir ve lazer, tozu sinterleyerek üretimi gerçekleştirmektedir. Bu sistemin avantajları, üretim sırasında destek malzemesi kullanımına gerek duyulmaması, üretilen malzemenin yüksek dayanıklılık ve rijitliğe sahip olmasıdır. Dezavantajı malzeme yüzeylerinin gözenekli olmasıdır. Katmanlar arası bağlantıyı sağlamak için siyanoakrilat gibi yapıştırıcıların kullanılması gerekebilir [34].
- b) Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS): Bu yöntem, yüksek doğruluk ve meknik olarak daha dirençli materyaller üretmek için kullanılır. Bu teknolojiye metal tozunu eritmek için lazer ışınları kullanılır ve metaller katman katman üretilir. Sistemin avantajları, yüksek doğruluğa sahip dayanımı yüksek ürünler üretebilmesi ve karmaşık morfolojilerin verimli şekilde üretilmesidir. Dezavantajı ise materyale bağlı olarak hava kabarcığı ve bozulma görülebilmesidir [34].
- c) Seçici Lazer Eritme (SLM): Bu üretim tekniğinde SLS ve DMLS üretim tekniklerinde görülen kısmi erimenin aksine metal tozu tamamen eritilir. Bu sayede gözenekli iç yapıların ve taneli yüzeylerin oluşması engellenir. SLM'de malzemeler daha iyi bağlanır. Gelişmiş mekanik özelliklere ve daha yüksek yoğunluklara sahip materyaller üretilir. Metal tozunu işlemek için SLM'de kullanılan en yaygın fiber lazer CO₂ lazerdir. Bu üretim tekniğinin dezavantajı, üretim sırasında sıcaklık değerlerinde oluşan dalgalanmalar nedeniyle üretilen materyalde de iç gerilim gözlenmesidir. Materyaller üretim sonrası ısı işleme ihtiyaç duyar [34].
- d) Elektron Işını Erimesi (EBM): Güçlü bir elektron ışını, ürünü metal tozundan bir tabaka halinde üretir. Vakum altında bulunan materyal bir elektron ışını ile depolanır ve birleştirilir. Bu sistemin avantajları dar spektrumlu ışınlarla yüksek enerji seviyeleri elde edebilmesi, vakumlu ortamda yabancı maddeleri çıkarabilmesi, düşük enerji üretmesi ve az bakım gerektirmesidir. Dezavantajları ise vakum maliyetinin çok pahalı olması, bakım gerektirmesi ve üretim sırasında x-ışını yaymasıdır [34].

Levha/sac laminasyonu

3B modeller, lazer kullanımıyla katman katman eklenir. Katmanları birleştirmek için yapıştırıcılar kullanılır ve işlemlerin tekrarı ile üretim tamamlanır. Bu sistemin avantajları,

büyük ebatlı malzemeler üretilebilmesi, hızlı, doğru ve yüksek mukavemetli üretim yapılmasıdır. Dezavantajları ise üretimin tecrübe ve zaman gerektirmesi, üretilen materyallerin yüzey kalitesi ve boyutsal stabilitesinin düşük olmasıdır. Ayrıca, üretim sonrası fazla materyalin uzaklaştırılabilmesi, toz yataklı füzyon yöntemlerinin aksine zaman alıcıdır. Bu nedenle, karmaşık morfolojiler için önerilmez [34].

Eklemeli üretimin diş hekimliğinde uygulama alanları

Eklemeli üretim diş hekimliğinde,

- Kişiyeye özel dental implantların üretimi,
- Maksillofasiyal protezlerin üretimi,
- Tam seramik restorasyonların üretimi (hala geliştirilmeye devam etmektedir)
- Okluzal splint yapımı,
- Model elde edilmesi,
- Cerrahi kılavuz yapımı,
- Kişiyeye özel ölçü kaşıklarının üretimi,
- Ortodontik modeller, apareyler ve ortodontik şeffaf plakların üretimi,
- Hasarlı dişin tedavisi,
- Cerrahi aletlerin tasarımı ve geliştirilmesi gibi birçok alanda kullanılmaktadır
- Protetik restorasyonların yapımı (kron-köprü ve hareketli protezler) [34, 67].

Eklemeli üretim sistemleri, zamandan ve insan gücünden tasarruf sağlaması, üretilen yapıların marjinal uyumlarının daha iyi olacağını düşünülmesi nedeniyle, protetik diş hekimliğinde çeşitli amaçlar için kullanılan ve hızla gelişmeye devam eden modern bir üretim sistemidir [61]. Eklemeli üretimle ağız içi tarama yapıldıktan sonra metaller ve metal alaşımlar, polimerler, kompozitler ve seramik materyaller kullanılarak, inley-onley, geçici ve henüz çalışmaları devam eden daimi kron-köprü restorasyonları, kron-köprü alt yapıları ve parsiyel protez iskelet yapımı ve tam protezlerin yapımında geleneksel yöntemlere göre oldukça kısa sürelerde üretim yapılabilmektedir [34]. Eklemeli üretim sistemleri, özellikle üretim kolaylığı ve üretim süresinin kısa olması nedeniyle diş hekimliği ve protetik diş hekimliğinin önemli bir parçası haline gelmiştir. Dijital diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte 3B yazıcıların, yakın bir gelecekte yeni ve farklı kullanım alanlarının olacağı ve her geçen gün bu alanların genişleyeceği düşünülmektedir.

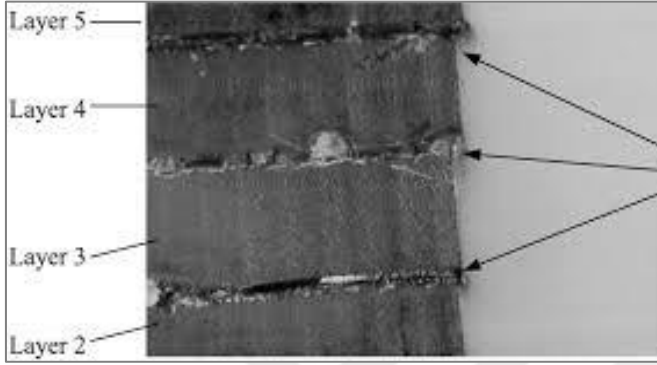
Eklemeli üretimin avantajları

Eklemeli üretim geleneksel üretim yöntemlerine göre birçok avantaja sahiptir.

- ✓ **Kullanılabilir cihaz çeşitliliği:** Bazı cihazlar aynı anda birden fazla materyal üretebilmektedir. Bu durum doğal ve çok renkli materyallerin üretimi ile sınırlı olsa da, ilerleyen zamanlarda kompleks protetik vakalarda, farklı komponentlere sahip protezlerin ve alt yapılarının tek bir cihazla, tek seferde üretilebilmesinin mümkün olacağı düşünülmektedir [68].
- ✓ **Pasif üretim:** Pasif üretim tekniği, eksiltmeli üretimdeki birtakım dezavantajları da elimine etmektedir. Pasiflik, özellikle Cr-Co gibi işlenmesi zor metallerde önemlidir. Pasifliğin sağlanamaması eksiltmeli yöntemde frezlerin aşınmasına, frezeleme sırasında gürültüye ve ısı oluşmasına ve ayrıca yapının yüzeyinin bozulmasına neden olur [68].
- ✓ **Tasarım esnekliği:** Eklemeli üretim geleneksel yöntemlere göre, karmaşık geometrik özelliklere sahip parçaların üretiminde daha başarılıdır. Daha az materyal kullanılarak, daha iyi tasarımlarla, farklı özellikte nesnelere üretilmesine olanak sağlar [45].
- ✓ **Üretim esnekliği:** Eklemeli üretimin, sunduğu önemli özelliklerden birisi tasarım aşamasında değişiklik yapmanın kolay olmasıdır. Kompleks yapılar tek parça halinde üretilebilir. Üretim aşamaları daha kolaydır [45, 69].
- ✓ **Kaynak verimliliği:** Eklemeli üretim, ana cihaza ek olarak yardımcı parçalara ihtiyaç duymaz. Elektronik ortamda aktarılan veriler ile istenildiği zaman üretim yapılabilmektedir. Tüm bu durumlar maliyeti azaltır [69, 70].
- ✓ **Materyal verimliliği:** Eksiltmeli üretim yönteminde, başlangıç materyalin neredeyse %96'sı kullanılır ve kalan yapı genellikle tekrar kullanılamaz. Eklemeli üretimde ise gerektiği kadar materyal kullanılır ve eksiltmeli yöntemle göre %40 oranında daha az materyal harcanır. Ayrıca kalan materyalin genellikle %95-98'i diğer üretimlerde kullanılabilir. Hammadde verimli bir şekilde kullanıldığı için materyal israfı ve enerji tüketimi daha azdır [45, 68, 69].

Eklemeli üretimin dezavantajları

- ✓ **Merdiven etkisi:** Katman üzerine katman ekleme şeklinde olan üretim süreci, katmanlama kalınlığı mümkün olan en düşük çözünürlüğe ayarlanmadıkça, nihai üründe bir merdiven etkisi bırakır (Resim 14). Bu durum üretim süresini önemli ölçüde uzatır [68].



Resim 2.14. Merdiven etkisi

- ✓ **Seramik materyallerin üretimi:** Seramiklerin (zirkonya ve alümina) eklemeli yöntemle üretilmesinde gelişmeler olsa da, bu materyallerde poröz yapıların giderilmesi için üretim sonrası uzun süreli ek işlemler gerekmektedir. Bu ek işlemler seramik materyallerde büzülmeye neden olur. Bu nedenle eksiltmeli yöntemle üretilen restorasyonlardaki homojenliğe sahip değildir. Dahası eksiltmeli üretim yönteminde pre-sinterize bloklar kullanıldığı için büzülme gözlenmez [68].
- ✓ **Yeniden üretilebilirlik:** Üretim hızı ve hassasiyeti gelişirken, birçok eklemeli üretim cihazı hala belirli dental uygulamalar için gereken doğrulukta veya tekrarlanabilirlikte üretim yapamamaktadır. Doğruluğun arttırılmış olduğu durumlarda da üretim hızı genellikle düşer [68].
- ✓ **Boyut sınırlamaları:** Eklemeli üretimde katmanlar oluşturmak için, sık sık sıvı polimerler, reçine veya alçıdan oluşan bir toz katman kullanır. Bu materyaller yeterli dayanıklılığa sahip olmadıkları için ve üretimin uzun zaman gerektirmesi nedeniyle 3B yazıcılar büyük boyutlu nesnelere üretmekte yetersizdir. Bu nedenle büyük boyutlu nesnelere üretiminde kullanılması genelde pratik değildir [70].
- ✓ **Destek yapılaraya duyulan ihtiyaç:** Eriyik yığma modelleme (FDM) ve selektif lazer sinterleme (SLS) yöntemlerinde, üretimin yapılabilmesi için manuel olarak veya tasarım sırasında destek yapıların yerleştirilmesi ve üretim sonrası da bu

yapıların uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu destek yapılar, üretim boyunca oluşturulan objeyi yapı platformuna bağlar [68].

- ✓ **İlave işlem gerekliliği:** Eklemeli üretim ile üretilen nesnelerin yüzeyleri pürüzlüdür. Bu nedenle üretim sonrası bazı tekniklerde post-polimerizasyon olarak adlandırılan ek işlemlere ihtiyaç vardır [45, 70].
- ✓ **Maliyet:** 3B yazıcılar, ekipmanlar ve kullanılan materyaller pahalıdır. Büyük boyutlu nesnelerin post-polimerizasyon ihtiyacı maliyeti artırır [69].

2.2.4. Kombine sistemler

Bazı CAD/CAM sistemlerinde ekleme ve eksiltme yöntemleri birlikte kullanılır. Bu yöntemlerden birinde (Procera, Nobel Biocare, Göteburg, İsveç) prepare edilen diş eksiltme yöntemi ile 3 boyutlu metal day şeklinde frezelenir. Metal day, final restorasyonun sinterizasyonundan sonra oluşacak büzülme için kompanse etmek için kullanılır. Kullanılacak materyal metal day üzerine, toz halinde ve basınç ile ekleme yöntemiyle, büyük bir blok oluşturacak şekilde uygulanır. Daha sonra oluşturulan blok restorasyonun şeklini vermek üzere frezelenir. Normalden büyük olarak hazırlanan restorasyon daydan ayrılır ve normal boyutlarına gelmesi için yoğun olarak sinterize edilir [71].

2.3. Marjinal ve İnternal Uyum

İnternal ve marjinal uyum, herhangi bir restorasyonun uzun vadeli klinik başarısı için anahtar kriterlerdendir [72]. Mükemmel internal uyum, simantasyon sırasında retansiyon ve rezistans formlarından ödün vermeden kronun yerleştirilmesini kolaylaştırır ve protezin retansiyonunu artırır. Zayıf marjinal uyum mikrosızıntı ve plak birikimini arttırabilir ve aradaki simanın çözünmesi ile rekürrent çürükler ve periodontal inflamasyon meydana gelebilir. Bu nedenle, geçici restorasyonlar dahil tüm restorasyonların internal ve marjinal uyumu hususuna dikkat edilmeli, yapımları için gerekli özen gösterilmeli, hazırlanmalarında uygun materyal ve teknikler kullanılmalıdır [46]. Marjinal ve internal uyum kavramları diş preparasyonu ile başlar [73]. Diş preparasyonunda, ölçü ve laboratuvar aşamalarında yapılan hatalar, kısa dönemde dahi başarısızlıklara sebep olabilir. Restorasyonun uyumsuz olması; biyolojik, mekanik ve estetik problemlere sebep olur [74].

Klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal aralık miktarını neyin belirlediği konusunda henüz bir fikir birliği yoktur. Sağlıklı periodontal ve pulpal dokuları korumak için geçici bir kronun marjinal aralığının, daimi sabit restorasyonlardaki gibi yaklaşık 50-100 µm arasında olması gerekir [26]. McLean ve diğerleri [75], 120 µm'yi klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal boşluk miktarı olarak bildirmişlerdir. Boening ve diğerleri [76] ise, bu değer 100-200 µm arasında olabileceğini belirtmişlerdir.

Akrilik rezinin fiziksel özellikleri, su emilimi ve ağız içi ısı değişimlerinden etkilenebilir. Bu durum marjinal uyumu olumsuz olarak etkiler. Ayrıca, akrilik resin içerisindeki boşluklar, polimerizasyon stresleri, artık monomerler, marjinal alana iletilen termal ve okluzal streslerden çatlak ilerlemesi olabilir. Marjinal bölgedeki rezidüel stresler sonucu oluşan yorgunluk marjinlerde resin bütünlüğünün bozulmasıyla sonuçlanabilir. Bu nedenle uzun süreli geçici restorasyon tedavilerinde marjinal bütünlüğü korumak için periyodik aralıklarla kontrol ve uyumlamalar gerekir [26].

2.3.1. Marjinal ve internal uyum ölçme teknikleri

- *Kesitsel yöntem:* Simantasyondan sonra protezin incelenecek kısmının kesilerek optik veya elektronik mikroskopla ölçüldüğü bir yöntemdir. Ağız içerisinde kullanılan protez ölçüldüğünden, protezin internal ve kenar uyumunun doğru ölçülmesine olanak sağlar. Ancak ölçümler doğrudan ağız içinden yapılamaz ve ölçümü yapılan protez yeniden kullanılamaz [77].
- *Silikon replika tekniği:* Bu teknikte, restorasyonun iç yüzeyine akıcı kıvamlı bir ölçü maddesi konur ve parmak basıncı yardımıyla ana model üzerine ya da diş üzerine yerleştirilir. Tepkimesi biten akıcı kıvamlı ölçü maddesi restorasyon ile birlikte uzaklaştırılır ve iç kısmına prepare edilmiş dişi temsil eden orta akıcı kıvamlı ölçü maddesi enjekte edilir. Bu tekniğin eksiklikleri, ölçüm alanındaki silikon materyal uyumsuzlukları ve film kalınlığının mikroskopla değerlendirilmesindeki hatalardır. Nispeten basit, düşük maliyetli bir yöntem olduğu için ve doğrudan oral kavitede ölçüm yapılmasına olanak sağladığı için birçok çalışmada kullanılmıştır. Ancak ölçü materyallerinde deformasyon ve yırtılma olasılığı vardır. Ek olarak, kesitsel ve silikon replika yöntemlerinde sadece 2B değerlendirme yapılabilir [77].

- *Üçlü tarama yöntemi*: 3B veri ve ölçü elde etmek için provalar aşamasında, dayanak dışın ve protezin iç yüzeyinin bir yazılımla karşılaştırılarak marjinal ve internal uyumunun değerlendirilme yöntemidir. Tekrarlanabilir ve iyonize radyasyon içermeyen bir yöntemdir [77].
- *Mikro bilgisayarlı tomografi (Mikro-BT)*: Mikro-BT görüntüleme, kronların uyumunu değerlendirmek için kullanılan, iyonize radyasyon içeren bir görüntüleme tekniğidir. Bu yöntemin avantajları yüksek çözünürlük ve 3B görüntüler elde edilerek istenilen bölgelerin ölçülebilmesidir. Ancak bu yöntemde artefaktların varlığı nedeniyle metal içeren protezleri ölçmek zordur ve radyasyon maruziyeti söz konusudur. [77]. Mikro tomografi cihazları yapı olarak bilgisayarlı tomografi (BT) cihazlarına benzemektedir. Ancak Mikro-BT ile BT arasında iki temel fark vardır;
 - BT'lerde X ışını kaynağı ve dedektör hasta etrafında döner ve bu da mekanik vibrasyona sebep olur. Ancak Mikro-BT'de X ışını kaynağı ve dedektör genelde sabitken, küçük boyuttaki nesne kendi eksenini etrafında döndürülür. Böylece vibrasyon azalır ve çözünürlük artar.
 - X ışını kaynağı boyutu BT'lerde 1mm iken Mikro-BT'de boyut 5-50 μm 'dir. Kaynağın boyutunun daha küçük oluşu projeksiyon derinliğini arttırır [78] ve birçok alanda mikrometrik düzeyde hassas ve tekrarlanabilen ölçümler yapılabilir [79].
- *Optik koherens tomografi (OCT)*: Koherent ışın kullanarak optik saçılma ortamında daha yüksek çözünürlüklü 2B veya 3B görüntüler kullanan bir yöntemdir. Bu, in vivo araştırmalar için sıklıkla kullanılan, gerçek zamanlı olarak daha yüksek çözünürlüklü görüntülerin alınmasına izin veren, biyolojik dokulara zararsız, iyonize radyasyon içermeyen bir yöntemdir. Dezavantajı ise çok kalın veya optik opak malzemelerin ölçümünün zorluğudur [77].

Üçlü tarama yöntemi, Mikro-BT ve optik koherens yöntemleri ile hem 2B hem de 3B analiz mümkündür [77].

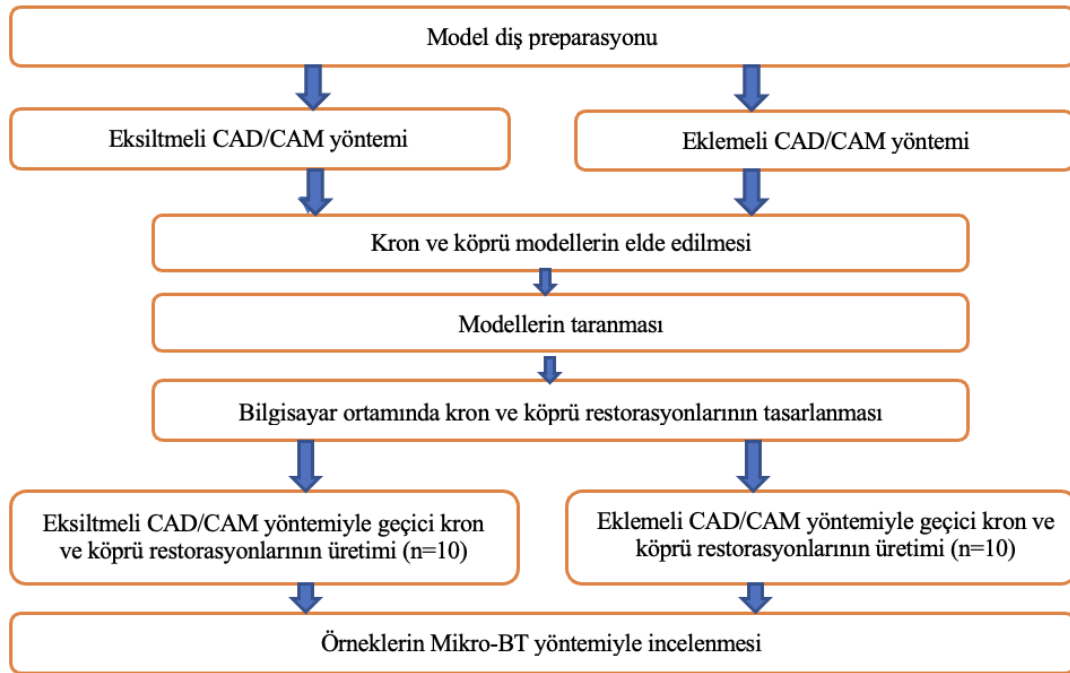


3. GEREÇ VE YÖNTEM

Eklemeli yöntemle geçici kron ve köprülerin üretimi Universal Dental Diş Protez Laboratuvarı'nda (Universal Dental Studio, Altunizade, İstanbul); eksiltmeli yöntemle geçici kron ve köprülerin üretimi Dentsply Sirona Türkiye'de (Dentsply Sirona, Ataşehir, İstanbul); Mikro-BT analizleri ise Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. İki farklı dijital yöntemle üretilen geçici kron ve köprü restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının Mikro-BT ile değerlendirildiği tez çalışması Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından TDH-2022-7625 proje numarasıyla desteklenmiştir.

3.1. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Power analiziyle (G* Power Software version 3.1.9.2) marjinal ve internal uyum değerlendirmesi için etki boyutu (effect size, d): 1,0, Power:0.95 ve α :0,05 için örnek sayısı her grup için minimum n=8 olarak saptandı. Örneklerin üretimi esnasında oluşabilecek fireler için de ön bir değerlendirme yapılarak, 4 deney grubundan oluşan çalışmamızda her grup için 10'ar örnek hazırlandı. Çalışmamızda takip edilen aşamalar Şekil 3.1'de şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.1. İşlem basamaklarının şematik gösterimi

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	İçerik	Marka	Üretici firma	Renk
Fotopolimer rezin (Medium)	Dalga boyu 385-405 nm olan DLP yazıcılarda kullanılabilen, biyolojik olarak uyumlu, metil metakrilat (MMA) içermeyen Class IIa rezin	GC Temp PRINT	GC Europe, Leuven, Belgium	A2
Çapraz bağlantılı polimetil metakrilat (A2, B55)	%99,5 PMMA, pigmentler (%<1)	Telio-CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	A2
Sert alçı	Ekstra sert alfa hemihidrat alçı	Denstone	Denstone; Miles, South Bend, IN, ABD	Sarı

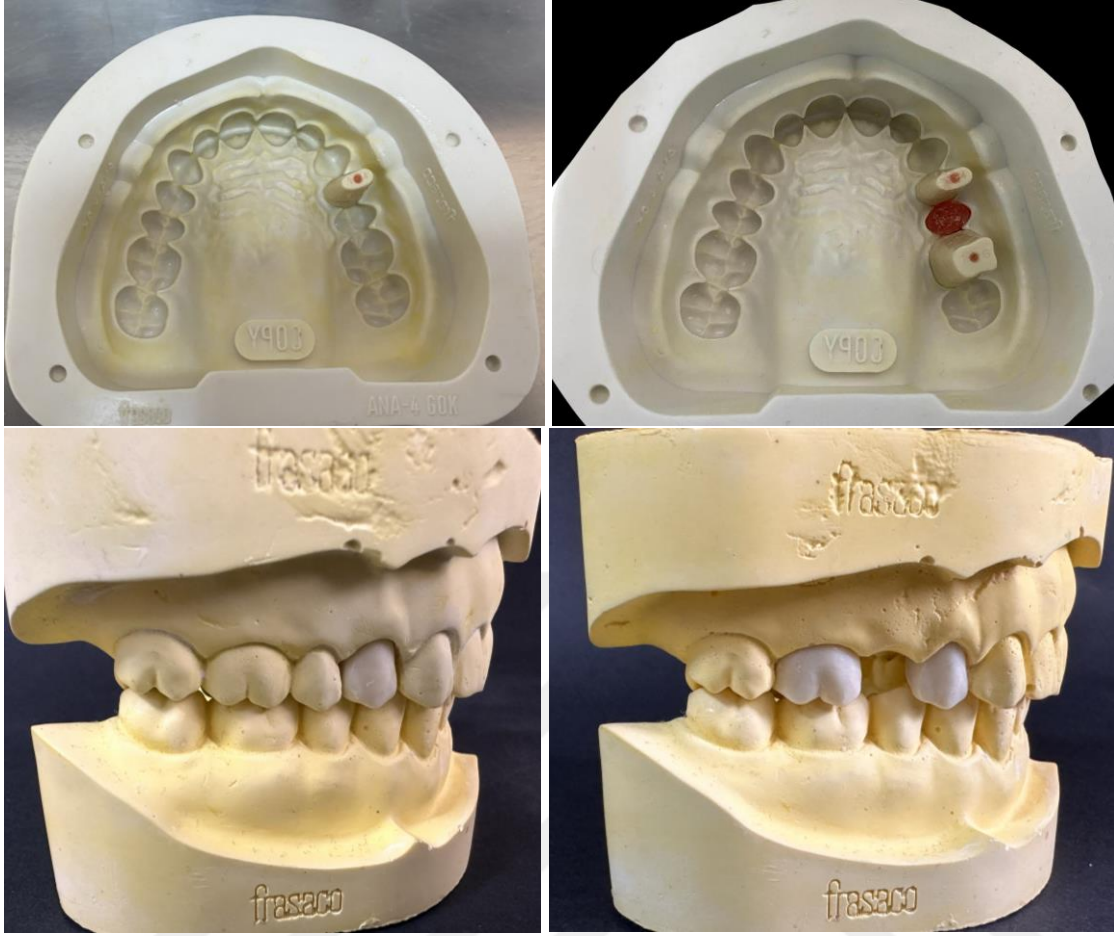
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar ve kullanım amaçları

Cihaz	Marka	Üretici firma	Kullanım amacı
Ağız dışı tarayıcı	GC AADVA Lab SCAN 2	GC Europe, Leuven, Belgium	Çalışma modellerinden dijital ölçülerin alınması
DLP tipi 3B Yazıcı	ASİGA MAX UV 3D Printer	3Digitals, Australia	Eklemeli üretim
CAD/CAM üretim cihazı	CEREC Primemill	Dentsply Sirona, Charlotte, ABD	Eksiltmeli üretim
Mikro-BT ölçüm cihazı	Skyscan 1275	Skyscan, Kontich, Belgium	Matjinal ve internal uyum analizleri

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışma modelinin elde edilmesi

Çalışmamızda kron restorasyonu için sağ üst 1. premolar, köprü restorasyonu için sağ üst 1. premolar ve sağ üst 1. molar dişler (ANA-4 G; Frasaco GmbH, Almanya), silikon maksiller kalıp (Frasaco GmbH, Tettnag, Almanya) içine yerleştirildi ve kalıba sert alçı (Denstone; Miles, South Bend, IN, ABD) döküldü. Aynı marka silikon mandibular kalıba da sert alçı döküldü. Bu şekilde 2 adet maksiller ve mandibular alçı model elde edildi (Resim 3.1).



Resim 3.1. Elde edilen ana modeller

Model diş preparasyonu

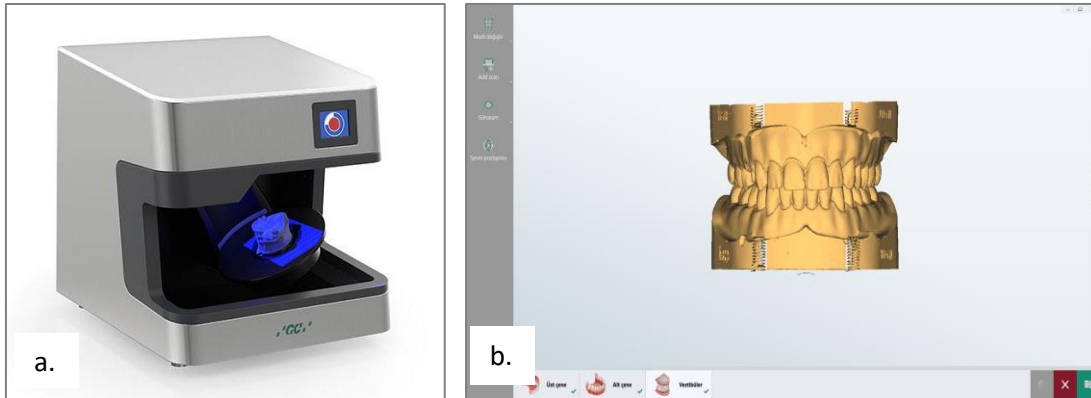
Su soğutması altında, yuvarlak uçlu konik ve kalın grenli aeratör freziyle model dişlerde 2 mm okluzal, 1,5 mm aksiyal preparasyon yapıldı. Bitim sınırı 1 mm genişlikte, chamfer basamak tipinde ve diş eti seviyesinde konumlandırılarak hazırlandı. Model dişlerin karşılıklı duvarları arasındaki koniklik açısı 6°'şar derece (toplam 12°) olacak şekilde ayarlandı. Model dişlerin preparasyon sahasında keskin kenar ve köşelerin olmadığına dikkat edilerek ve gerekli bölgelerin ince grenli frezler, bitirme frezleri, lastiklerle yuvarlatılmasıyla ve giriş yoluna uygun olmayan undercut alanlarının düzeltilmesiyle preparasyon tamamlandı (Resim 3.2).



Resim 3.2. Preparasyonu yapılan model dişler

3.3. Dijital Ölçülerin Alınması

Yöntemler arasında ölçü işleminden doğabilecek farkları önlemek amacıyla, tüm üretim teknikleri için aynı dijital ölçü kullanıldı. Model dişler bir laboratuvar tarayıcısı (GC AADVA Lab Scan 2; GC,Tokyo, Japonya) (Resim 3.3a) ile taranarak dijital modeller (Resim 3.3b) elde edildi. Dijital sistem görüntüleri *.stl* formunda kaydedilerek tasarım aşamasına geçildi.



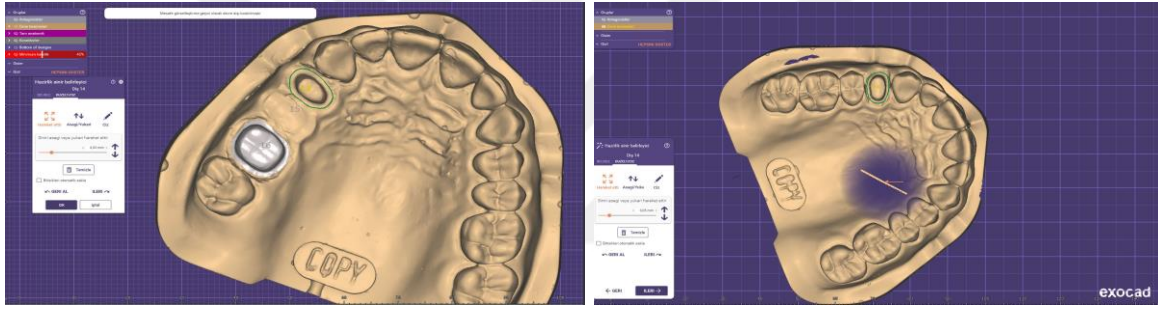
Resim 3.3. a) Ekstraoral tarayıcı b) Sanal model

3.4. Restorasyon Tasarımları

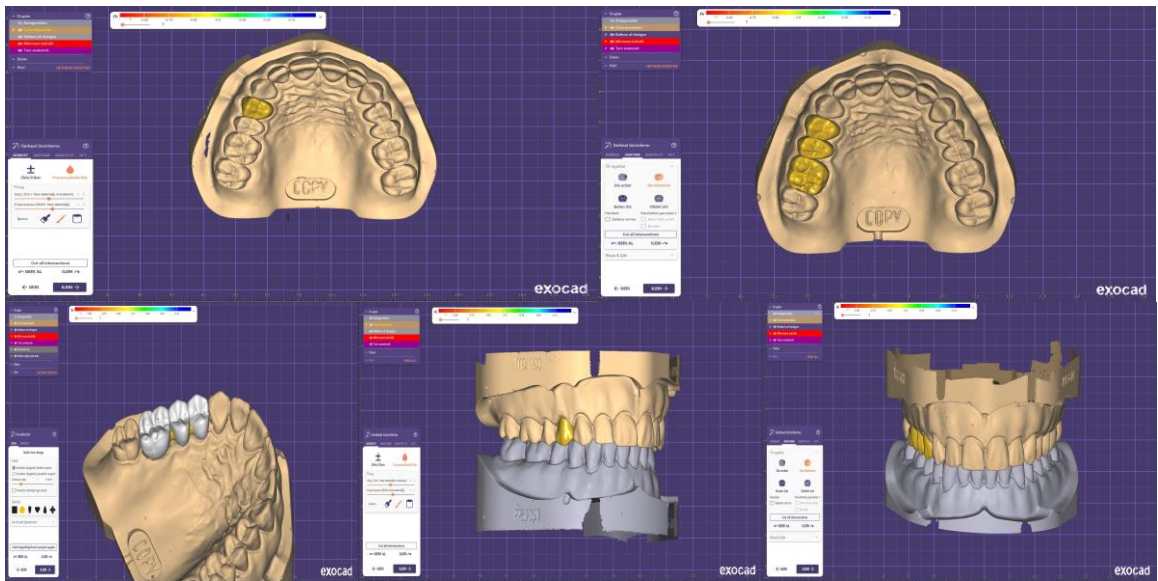
Geçici kron ve köprü restorasyonlarının dizaynı ExoCAD (Exocad DentalDB 2.2 Valletta, Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) yazılımı ile ve şu parametreler kullanılarak yapıldı;

- 70 µm siman aralığı
- Proksimal temas bölgesi ve insizalde 2’şer mm, diğer bölgelerde 1mm kalınlık
- Köprü konnektörlerinde 9 mm² kalınlık

Marjinal kenarlar otomatik modda belirlendi (Resim 3.4). Komşu 1.premolar ve 1.molar dişin anatomik formları kopyalanarak tasarım ana hatları oluşturuldu. Köprü restorasyonunda gövde seçimi ridge-lap (saddle, eyer) gövde olarak seçildi (Resim 3.5).



Resim 3.4. Restorasyon marjin sınırlarının belirlenmesi



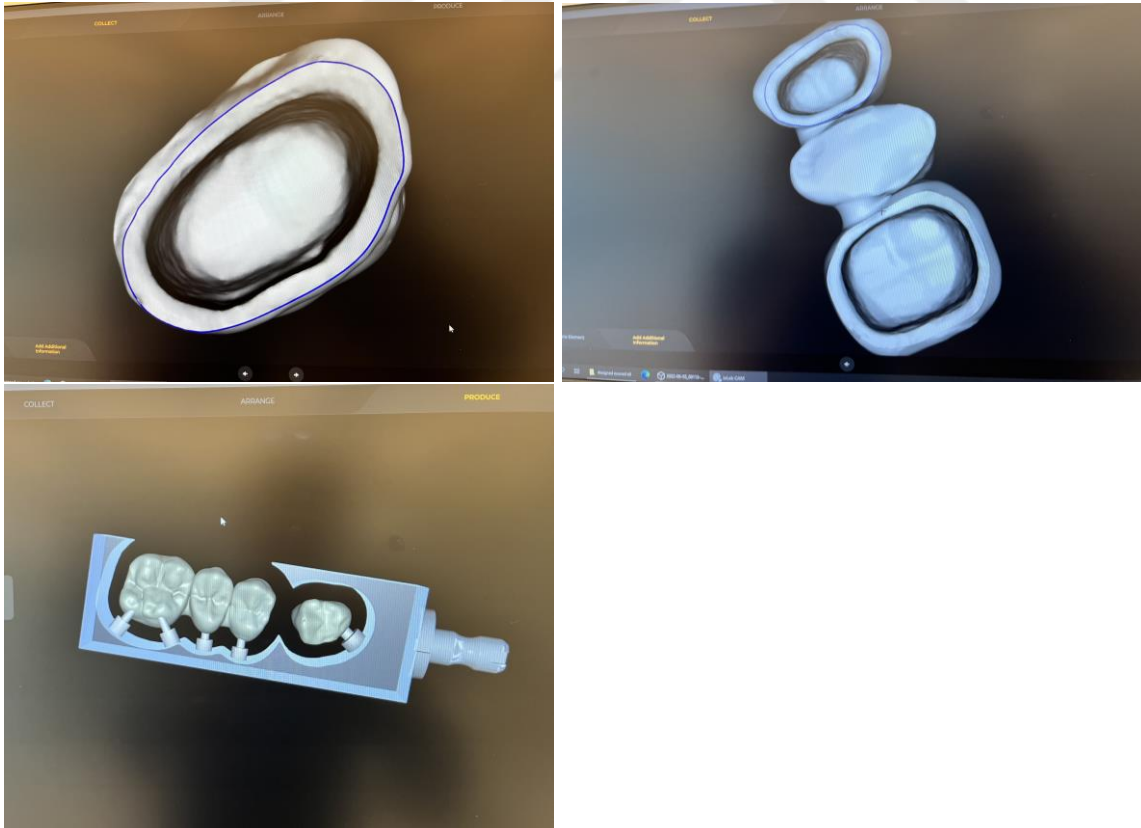
Resim 3.5. Tasarlanmış geçici kron ve köprü modeller

3.5. Restorasyonların Üretimi

Eksiltmeli üretim grubu

Dijital olarak tasarlanan kron ve köprü restorasyonları, BL55 boyutunda tek bir blok içerisine yerleştirildi (Resim 3.6) ve CAM ünitesinde (CEREC Primemill (Sirona Dental Sistemleri, Almanya) üretildi (Resim 3.7). Üretime geçmeden frezlerin kontrolü yapıldı. Tek bir blok içine sığdırılan her bir geçici kron ve köprü restorasyonunun freze işlemi yaklaşık 28 dk içerisinde tamamlandı. Bu yöntemle toplam 10'ar adet kron ve köprü restorasyonu üretildi.

Geçici kron ve köprüler prefabrike PMMA bloklardan (Telio-CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretildi (Resim 3.8). Üretimin ardından örnekler bağlantı yerlerinden dikkatlice ayrıldı, tesviye ve model üzerinde uyumlama işlemleri yapıldı (Resim 3.9).



Resim 3.6. Frezeleme ünitesine aktarılabacak kron ve köprü tasarımları ve blok içerisine yerleştirilmiş görüntüsü



Resim 3.7. Frezeleme cihazı ve cihaza blok yerleştirilmesi



Resim 3.8. Prefabrike PMMA blok ve bloklardan elde edilen kron ve köprü restorasyonları



Resim 3.9. Örneklerin bağlantı yerlerinden ayrılması, tesviye ve model üzerinde uyumlama

Eklemeli üretim grubu

Tasarlanan geçici kron ve köprü restorasyonlar bu grup için DLP tekniğiyle çalışan 3B yazıcıda (ASİGA MAX UV, 3 Digital, Australia) (Resim 3.10), fotopolimer reçineden (GC TEMP-Print, GC Europe, Leuven, Belgium) üretildi (Resim 3.11, Tablo 3.1). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda üretim açısı 0° , katman kalınlığı ise $50 \mu\text{m}$ olarak belirlendi.

Üretilen geçici kron ve köprüler izopropanol solüsyonuyla yıkanıp temizlendi. Reçineyi daha iyi polimerize etmek için kısa süreli UV fırına atarak post-polimerizasyon işlemi uygulandı. Ardından destek yapılar kesilip uzaklaştırıldı. Son olarak boyama ve polisaj

bitirme işlemleri (GC Optiglaze color) uygulanarak restorasyonlar tamamlandı (Resim 3.12). Restorasyonlar model üzerinde uyumlama yapılarak kontrol edildi (Resim 3.13).



Resim 3.10. Eklemeli CAD/CAM grubunun ürettiği cihaz ve hazneye fotopolimer reçine yerleştirilmiş görüntüsü



Resim 3.11. Eklemeli üretimde kullanılan fotopolimer reçine materyali ve parlatma seti



Resim 3.12. Eklemeli yöntemle üretilen geçici kron ve köprü restorasyonların üretimi, destek yapıların uzaklaştırılması, boyama ve polisaj işlemleri sonrası görüntüsü



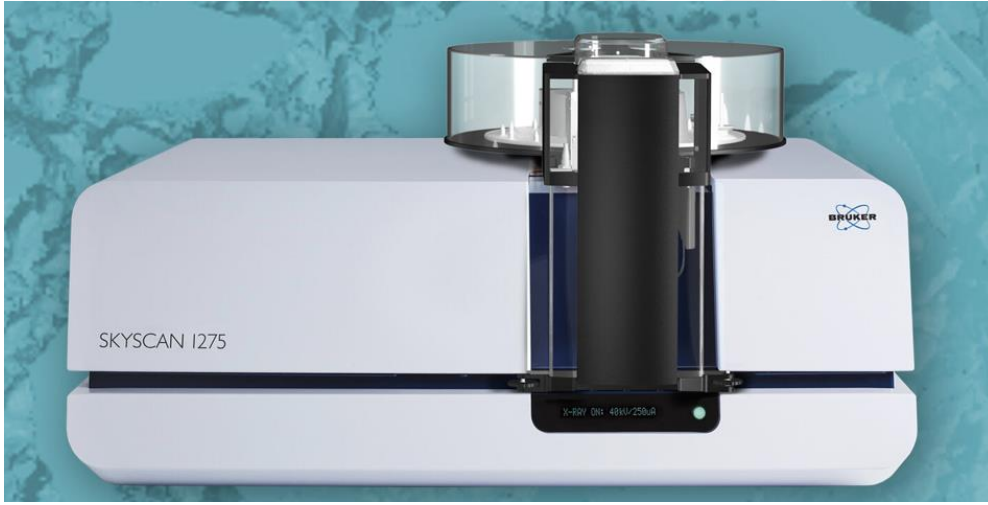
Resim 3.13. Eklemeli yöntemle üretilen kron ve köprü restorasyonlarının model üzerinde kontrol edilmesi

3.6. Geçici Kron ve Köprü Restorasyonlarının Marjinal ve İnternal Uyumunun Mikro-BT ile İncelenmesi

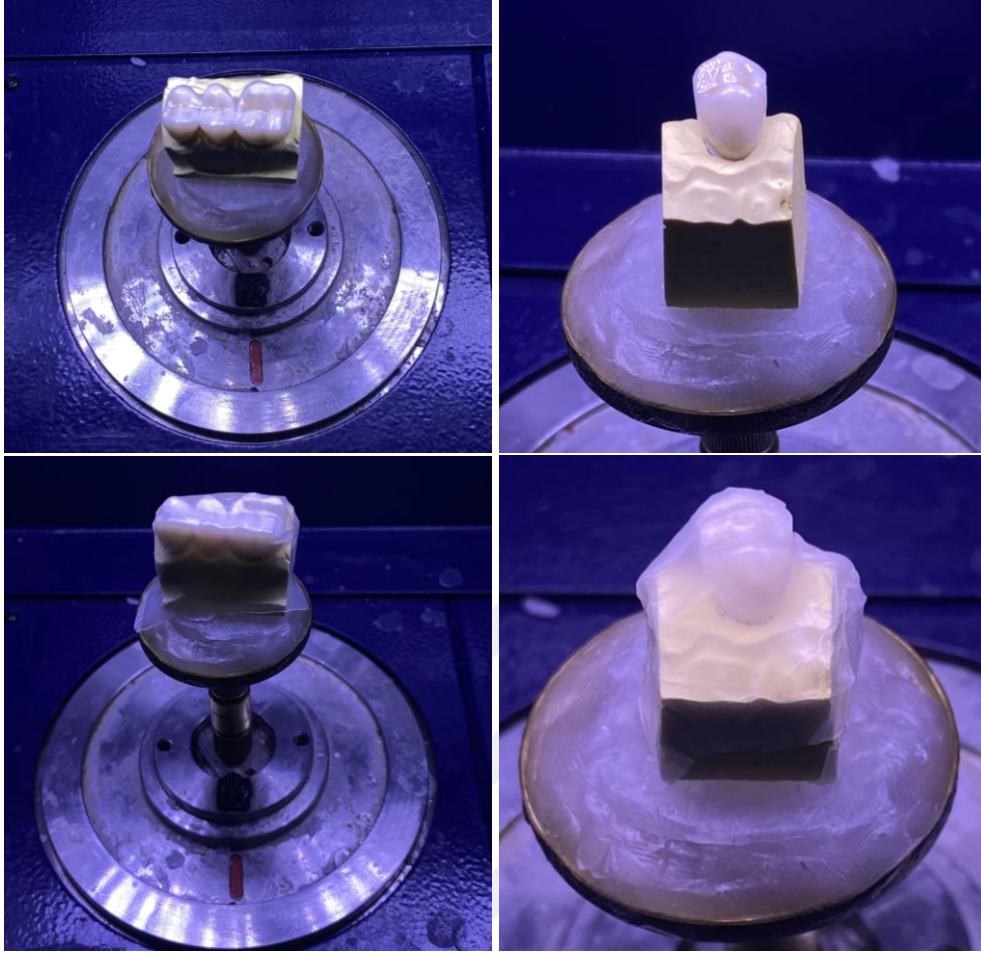
Mikro-BT cihazının kapasitesine uygun olacak sayıda kron ve köprü restorasyonları, parafin bant (Parafilm M film; Bemis Company, Inc., Oshkosh, WI, ABD) ile sabitlendi. Cihaz içinde sabit bir konumda durması amacıyla örnekler ortodontik mum üzerine yerleştirildi. Mikro-BT değerlendirmeleri, örneklerin taranması sonrasında elde edilen dijital görüntülerin analiz edilmesiyle gerçekleştirildi.

3.6.1. Mikro-BT taraması

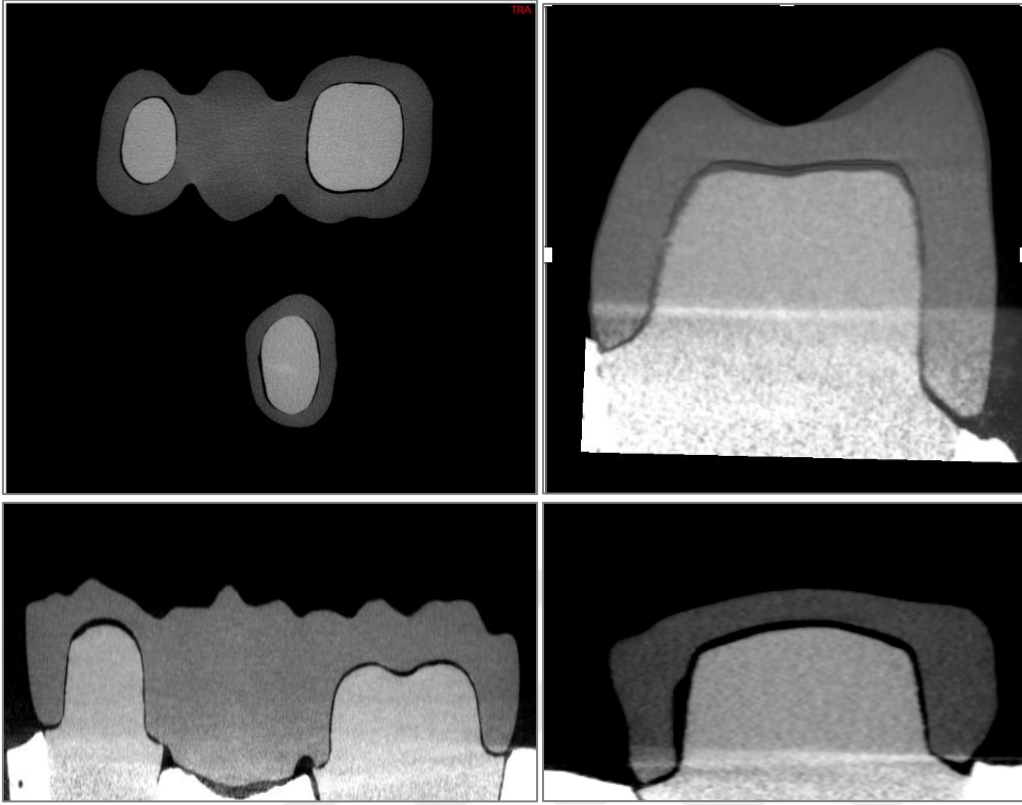
Örnekleri taramak için yüksek çözünürlüklü Mikro-BT sistemi (SkyScan 1275 X-ray mikrotomografi, Bruker, Massachusetts, ABD) kullanıldı (Resim 3.14). Cihaz içerisindeki platform üzerine prepare edilmiş alçı güdüklü kron ve köprü modeller yerleştirildi (Resim 3.15). Çalışmada standardizasyonu sağlamak için her örnek tarama tüpünde stabilize edilerek, x-ışınına dik olacak konumda yerleştirildi. Tarama 80 kVp, 125 mA ışın akımı, 1 mm Al filtresi, 20 µm piksel boyutu, 0,2 adımda rotasyon basamağı kullanılarak yapıldı. Halka artefaktlarını en aza indirmek için, her taramadan önce dedektörün hava kalibrasyonu gerçekleştirildi. Her örnek, 10 dakikalık bir entegrasyon süresi içinde 360° döndürüldü. Örnekler ortalama 55 dk süreyle tarandı. Her örnek için 1800 pozlama yapıldı ve 16 bit boyutundaki tarama verileri .tiff formatında kaydedildi. Mikro- BT analizleri, taramalardan elde edilen görüntüler üzerinden yapıldı (Resim 3.16-3.17).



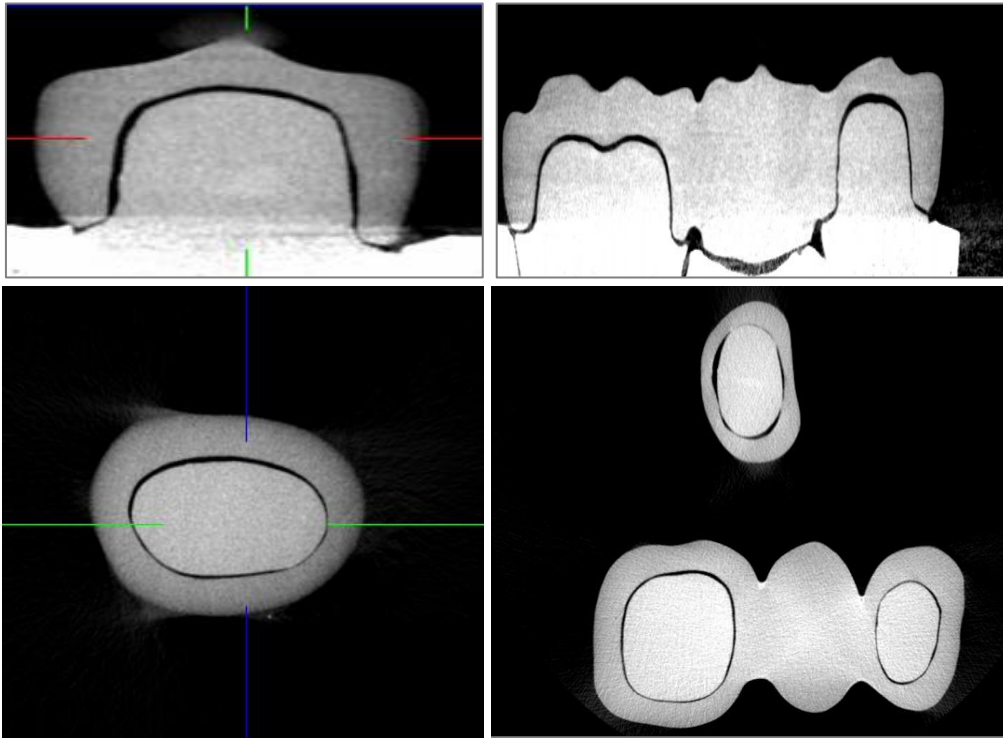
Resim 3.14. Mikro-BT cihazı



Resim 3.15. Parafinli ve parafinsiz kron ve köprü restorasyonların Mikro-BT platformuna yerleştirilmesi



Resim 3.16. Eksiltmeli CAD/CAM yöntemiyle üretilen kron ve köprülerin Mikro-BT tarama görüntüleri

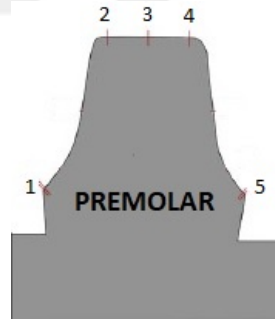


Resim 3.17. Eklemeli CAD/CAM yöntemiyle üretilen kron ve köprülerin Mikro-BT tarama görüntüleri

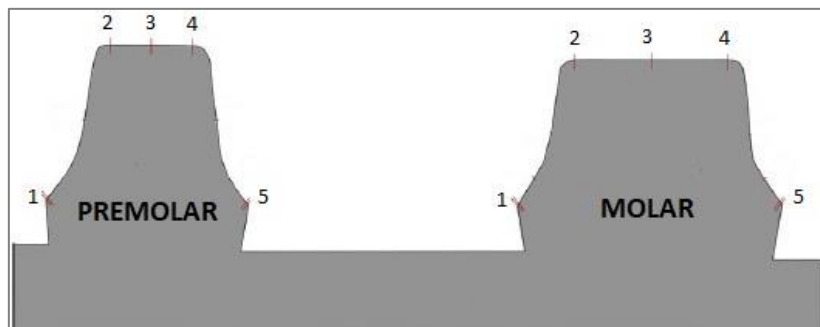
3.6.2. Mikro-BT görüntü analizi

Aksiyal, 2 boyutlu örneklerin görselleştirilmesi ve kantitatif ölçümleri için NRecon (Version 1.7.4.6, Micro Photonics Inc), Dataviewer (Version 1.7.0.1, Skyscan, Belçika) ve CTAnalyser yazılımları (Version 1.19.11.1, SkyScan) kullanıldı. Rekonstrüksiyon parametrelerini ayarlamak için ışın artefaktı düzeltmesi (beam artifact correction) %30'a halka artefakt giderme düzeltmesi (ring artifact correction) ve yumuşatma (smoothing) sıfıra ayarlandı. NRecon yazılımı (Skyscan, Kontich, Belçika) ile elde edilen görüntüler, örneklerin iki boyutlu kesitlerini gösterecek şekilde yeniden oluşturuldu. Toplamda tüm hacim içinden 1800 kesitsel görüntü yeniden yapılandırıldı.

Kesitsel olarak yeniden yapılandırılan görüntüler DataViewer ve CTAnalyser yazılımları ile üst üste bindirilerek iki boyutlu lineer ölçümler yapıldı. Ölçüm noktaları mezio-distal kesitte marjinal (1,5) ve okluzal (2,3,4) noktalar olmak üzere 2 gruba ayrıldı. Kron restorasyonları için 5 referans ölçüm noktası (Resim 3.18), köprü restorasyonları için 10 referans ölçüm noktası seçildi (Resim 3.19).



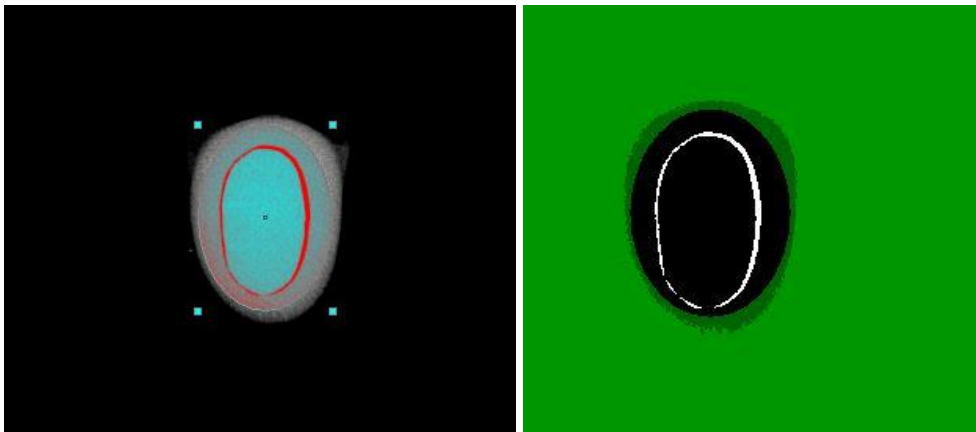
Resim 3.18. Kron restorasyonları mesafe analizi için seçilen noktaların şematik görünümü (1 ve 5: Marjinal aralanma; 2,3,4: İnternal aralanma)



Resim 3.19. Köprü restorasyonları mesafe analizi için seçilen noktaların şematik görünümü (1 ve 5: Marjinal aralanma; 2,3,4: İnternal aralanma)

Yeniden yapılandırılma sonrası görüntüler DataViewer yazılımı (Version 1.7.0.1, Skyscan, Belçika) ile birbiri üzerine çakıştırıldı. Prepare edilmiş model dişlerin ilk taraması referans noktası olarak belirlendi. Model dişlere kron ve köprü restorasyonları yerleştirildikten sonra alınan taramalarla ilk taramalar çakıştırıldı. Prepare model dişlerin görüntüsü referans, restorasyonlar yerleştirildikten sonra alınan görüntüler ise hedef olarak isimlendirildi. Referans ve hedef görüntülerinin çakıştırılmaları sonucu, restorasyonlar ve model dişler arasında kalan boşluk hacmi, hacim çıkarma görüntüsü olarak adlandırılır. Hacim çıkarma görüntüsü sonrası analiz işlemleri her örnek için yaklaşık 50-55 dk işlem süresi içerisinde CTAnalyser (Skyscan, Kontich, Belçika) yazılımı kullanılarak tamamlandı.

Görüntülerin 3B yapılandırılması tamamlandıktan sonra, kesitlerin tamamında restorasyonlar ve model dişler arasındaki mesafenin hacim (mm^3) analizini yapabilmek ve çalışma alanını belirleyebilmek için ROI (region of interests) ile gösterilen alanlar (Resim 3.20) CTAnalyser yazılımı ile belirlendi. Daha sonra boşluğun hacim verileri VOI (volume of interest) elde edildi. Kesit sayısı tüm örnekler için eşit olacak şekilde analizler yapıldı. CTAnalyser yazılımı ile boşluk hacmini model diş veya restorasyondan ayırabilmek için eşik değeri belirlendi. Görüntülerin gürültü azaltma ve otomatik segmentasyon eşiği için Gauss düşük geçiş filtresi kullanıldı. Yeniden yapılandırılan görüntülere görselleştirme (Skyscan, Kontich, Belçika) için ileri incelemeler Skyscan CTVox programında (Version 3.3.0, SkyScan) yapıldı.



Resim 3.20. ROI seçimi

3.7. İstatiksel Değerlendirmelerin Yapılması

İn vitro gerçekleştirilen çalışmada; tüm örneklerden elde edilen ölçümlerin istatistiksel değerlendirilmeleri IBM SPSS Statistics 29.0 (IBM SPSS, Türkiye) programı ile yapıldı. Grup içi ve gruplar arası verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini tespit etmek için Shapiro-Wilk testi ve histogram dağılımları çarpıklık ve basıklık değerleri ile birlikte kullanıldı.

Dört ayrı gruptaki premolar dişlere ait değerleri karşılaştırmak için normal dağılım gösteren veriler için One-way ANOVA analizi, normal dağılım göstermeyen veriler için Kruskal-Wallis analizi kullanılmıştır. One-way ANOVA analizi yapılan gruplar arasında farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için varyanslar homojen olduğunda Tukey testi yapılmıştır. Kruskal-Wallis Analizi yapılan gruplarda ise farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için Mann Whitney-U testi yapılmıştır. Molar dişleri değerlendirirken iki ayrı yöntemi karşılaştırmak için normal dağılım gösteren verilerde, Bağımsız gruplarda T testi ve normal dağılım göstermeyen gruplarda Mann-Whitney-U testi uygulanmıştır ($\alpha =0,05$)



4. BULGULAR

Eksiltmeli ve eklemeli CAD/CAM yöntemleriyle üretilen geçici kron ve köprü restorasyonlarının (n=10), Mikro-BT kullanılarak ölçülen, seçilen noktalardaki mesafe değerleri ve uyumdaki değişimi ifade eden toplam hacim değerleri üretim yöntemlerinin birbiriyle karşılaştırılması şeklinde değerlendirilmiştir.

4.1. Kron Restorasyonları İçin Farklı Üretim Yöntemlerinin Karşılaştırılması

İki farklı üretim yöntemiyle elde edilen geçici kron restorasyonlarından Mikro-BT ile ölçülen ortalama hacim değerleri ve seçilen noktalardaki mesafe değerleri Çizelge 4.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. İki farklı üretim yöntemiyle elde edilen geçici kron restorasyonlarında Mikro-BT ile ölçülen ortalama hacim değerleri, seçilen noktalardaki aralanma değerleri ve bunların istatistiksel karşılaştırması ($\alpha = 0,05$)

Kron	CC	3BB	Fark	p Değeri
Hacim (mm ³)	10,25(2,12)	10,04(1,88)	0,21	=0,993
1. Nokta (µm)	196,80(50,40)	98,40(84,69)	98,40	=0,003*
2. Nokta (µm)	246,00(51,14)	200,90(23,27)	45,10	NA
3. Nokta (µm)	209,10(89,52)	155,80(57,34)	53,30	=0,028*
4. Nokta (µm)	217,30(38,90)	192,70(27,67)	24,60	=0,738
5. Nokta (µm)	225,50(61,88)	94,30(102,37)	131,20	=0,008*

n=10. Parantez içlerinde standart sapma miktarları verilmiştir. CC: Eksiltmeli üretim grubu, 3BB: Eklemeli üretim grubu.

Destek diş ile geçici kron restorasyonu arasında bulunan boşluğun hacmi her 2 üretim yönteminde de birbirine çok yakın bulunmuştur. Eksiltmeli üretim (CC) ile oluşan hacim (10,25±2,12 mm³) ve eklemeli üretim (3BB) ile oluşan hacim (10,04±1,88 mm³) miktarları arasındaki fark, istatistiksel olarak önemli değildir (Çizelge 4.1).

Geçici kron restorasyonu ve destek diş arasında, üretim yöntemleri bakımından ne kadar aralanma olduğunu belirlemek amacıyla yapılan mesafe ölçümlerinde, seçilen 5 nokta için de, her iki yöntem arasında en yüksek uyumsuzluk (aralanma) değerleri eksiltmeli üretim yöntemi ile tespit edilmiştir. 3BB ve CC üretim yöntemleri arasındaki bu farklar, 1, 3 ve 5. noktalarda istatistiksel olarak önemlidir (Çizelge 4.1).

4.2. Köprü Restorasyonları İçin Farklı Üretim Yöntemlerinin Karşılaştırılması

İki farklı üretim yöntemiyle elde edilen geçici köprü restorasyonlarından Mikro-BT ile ölçülen ortalama hacim değerleri ve seçilen noktalardaki ortalama mesafe değerleri Çizelge 4.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.2. Geçici köprü restorasyonlarındaki premolar ve molar dişlerin, iki farklı üretim yöntemiyle elde edilen Mikro-BT ile seçilen noktalarda ve ortalama hacim ölçüm değerlerinde gruplar arasındaki istatistiksel farklar ve p değerleri ($\alpha = 0,05$)

Köprü	PREMOLAR				MOLAR			
	CC	3BB	Fark	P Değeri	CC	3BB	Fark	P Değeri
Hacim (mm ³)	6,82(1,55)	8,90(1,42)	2,08(0,66)	=0,057	14,95(2,26)	17,17(1,81)	2,22(0,91)	=0,026*
1. Nokta (µm)	200,90(40,77)	110,70(98,65)	90,20(33,76)	=0,030*	176,30(19,81)	155,80(60,51)	20,50(20,13)	=0,232
2. Nokta (µm)	237,80(46,55)	250,10(62,48)	12,30(24,64)	NA	225,50(52,04)	237,80(25,93)	12,30(18,39)	=0,512
3. Nokta (µm)	262,40(34,58)	282,90(45,12)	20,50(17,98)	=0,246	258,30(43,43)	250,10(35,90)	8,20(17,82)	=0,651
4. Nokta (µm)	200,90(35,9)	282,90(89,52)	82,00(30,50)	=0,008*	217,30(43,43)	188,60(21,17)	28,70(15,28)	=0,108
5. Nokta (µm)	118,90(83,02)	164,00(77,31)	45,10(35,87)	=0,373	168,10(95,57)	241,90(30,25)	73,80(31,70)	=0,034*

n=10. Parantez içlerinde standart sapma miktarları verilmiştir. CC: Eksiltmeli üretim grubu, 3BB: Eklemeli üretim grubu.

Köprü restorasyonu ile destek dişler arasında bulunan boşluğun hacmi, her 2 destek diş için de (premolar ve molar) farklı üretim yöntemleri yönünden 3BB>CC şeklinde sıralanmıştır. Destek dişlerin ikisinde de 3BB yöntemiyle yaklaşık 2 mm³ daha fazla boşluk oluşmuştur. Yöntemler arasındaki fark yalnızca molar destekte istatistiksel olarak önemlidir (Çizelge 4.2).

Köprü restorasyonu ve destek diş arasında, üretim yöntemleri bakımından ne kadar aralanma olduğunu belirlemek amacıyla yapılan mesafe ölçümlerinde;

- Köprünün premolar desteği için sadece 1. noktada CC>3BB iken, geriye kalan tüm noktalarda tersi bulunmuştur. 3BB ve CC arasında yalnızca 1. ve 4. noktalardaki farklar istatistiksel olarak önemlidir (Çizelge 4.2).
- Köprünün molar desteğinde ise seçilen noktalardaki mesafe ölçümleri, her 2 yöntem arasında 8,2 ila 73,8 µm fark oluşturmuştur. Üretim yöntemleri arasındaki bu farklar 5. nokta dışında, istatistiksel olarak önemli değildir (Çizelge 4.2).

Seçilen 5 noktada yapılan mesafe ölçümlerinde hem CC hem de 3BB yöntemlerinde elde edilen marjinal uyum (1. ve 5. noktalar) internal uyumdan (2., 3. ve 4. noktalar) yüksektir (Çizelge 4.2).

Köprü restorasyonlarının premolar ve molar destekleri arasında internal ve marjinal uyumun nasıl değiştiği de ek bir istatistiksel analizle değerlendirilmiştir (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3. İki farklı üretim yöntemiyle elde edilen geçici köprü restorasyonlarındaki premolar ve molar dişlerde, Mikro-BT ile seçilen noktalarda ve ortalama hacim ölçüm değerlerinde gruplar arasındaki istatistiksel farklar ve p değerleri ($\alpha = 0,05$)

Köprü	CC				3BB			
	Premolar	Molar	Fark	p Değeri	Premolar	Molar	Fark	P değeri
Hacim (mm ³)	6,82(1,55)	14,95(2,26)	8,13(1,78)	<0,001*	8,90(1,42)	17,17(1,81)	8,27(1,18)	<0,001*
1. Nokta (µm)	200,90(40,77)	176,30(19,81)	24,60(39,61)	=0,066	110,70(98,65)	155,80(60,51)	45,10(91,58)	=0,137
2. Nokta (µm)	237,80(46,55)	225,50(52,04)	12,30(69,83)	=0,591	250,10(62,48)	237,80(25,93)	12,30(54,54)	=0,496
3. Nokta (µm)	262,40(34,58)	258,30(43,43)	4,10(56,19)	=0,823	282,90(45,12)	250,10(35,90)	32,80(42,35)	=0,037*
4. Nokta (µm)	200,90(35,90)	217,30(43,43)	16,40(64,68)	=0,443	282,90(89,52)	188,60(21,17)	94,30(79,81)	=0,007*
5. Nokta (µm)	118,90(83,02)	168,10(95,57)	49,20(81,55)	=0,056	164,00(77,31)	241,90(30,25)	77,90(73,47)	=0,012*

n=10. Parantez içlerinde standart sapma miktarları verilmiştir. CC: Eksiltmeli üretim grubu, 3BB: Eklemeli üretim grubu.

Destek diş ve restorasyon arasında bulunan boşluğun total hacmi her iki üretim yönteminde de molar dişte, premolar diştten yaklaşık 2 kat fazla bulunmuştur ve bu farklar istatistiksel olarak önemlidir (Çizelge 4.3).

Restorasyon ile destek dişler arasında, ne kadar aralanma olduğunu belirlemek amacıyla yapılan mesafe ölçümlerinde;

- CC üretim yönteminde seçilen hiçbir noktada premolar ve molar destek arasında görülen farklar istatistiksel olarak önemli değildir (Çizelge 4.3).
- 3BB üretim yönteminde ise bu farklar çoğunlukla istatistiksel olarak önemli bulunmuştur (Çizelge 4.3).



5. TARTIŞMA

Sabit protetik tedavi seansları arasında hastanın fonksiyonel ve estetik gereksinimlerini tamamlamak amacıyla kullanılan geçici restorasyonlar, tüm diğer tedaviler gibi teknolojik gelişmelerden olumlu yönde etkilenmiştir. Günümüzde estetik beklentilerdeki artış, kısa süreli kullanılsalar bile tedavi seçeneklerimizi direkt olarak etkilemektedir. Dahası çeşitli koşullar geçici amaçlarla yapılan tedavilerin uzun süreli kullanımını da gerektirmektedir. Böyle durumlarda, estetiğin yanısıra bir geçici restorasyonun, biyomekanik ve fonksiyonel olarak da daha üstün özellikler sergilemesi arzu edilir.

Geçici restorasyonlarla ilişkili estetik, konfor, fonksiyon, fonasyon, maksillo-mandibular ilişkiler ve devam eden tedavi planının değerlendirilmesi gibi çok sayıda kritik parametre belirlenmiştir [7]. Biyolojik olarak kabul edilebilir bir sabit protetik tedavi, prepare edilen dişlerin planlanan daimi protezin şekline ve işlevine benzeyen geçici restorasyonlarla korunmasını ve stabilize edilmesini gerektirir. Geçici restorasyon, periodontal sağlığın korunmasına yardımcı olur ve çevre diş eti dokuları için bir matris görevi görerek özellikle estetik bölgelerde yönlendirmeli yumuşak doku iyileşmesini de teşvik edebilir [13]. Ek olarak, tedavi sonucunun hasta ve hekim arasında karşılıklı olarak değerlendirilebilmesi, tedavi sınırlarının belirlenebilmesi ve hastaların psikolojik yönetiminin sağlanmasına yardımcı olan önemli araçlardır [10].

Daimi protetik tedavi tamamlanıncaya kadar genellikle 1-2 haftalık bir süreç için kullanılan geçici restorasyonlar, implant tedavisi süresince, kapsamlı okluzal rekonstrüksiyon yapılacaksa veya vertikal boyutun yeniden ayarlanması gerektiğinde aylarla ifade edilen sürelerde kullanılabilir. Örneğin okluzyonu korumak ve fonksiyonu sağlayabilmek için 12-18 ay kadar kullanılırlar [80-82]. Bu nedenle geçici restorasyonlar, optimum mekanik özelliklere, renk stabilitesine ve marjinal doğruluğa sahip olmalıdır [83].

Daimi veya geçici bir restorasyonun uzun vadeli klinik başarısının en önemli göstergelerinden biri, marjinal uyumdur [10, 26, 84]. Marjinal aralık, restorasyonun marjinal yüzeyinden preparasyonun aksiyal duvarına doğru olan dik ölçüm olarak tanımlanabilir [26]. Destek dokularla uyumunu kaybeden bir restorasyon, destek dişte mikrosızıntıya, post-operatif hassasiyete, sekonder çürüklere, vital dişlerde pulpitis ve

periodontal hastalıklara neden olabilir. [85, 86]. Uyumsuzluklar restorasyonda stres biriktirerek, restorasyonun dayanımını ve uzun dönem başarısını düşürebilir [86].

Marjinal ve internal uyumun değerlendirildiği birçok çalışmada preparasyon aşamasında doğal dişlerde standardizasyonun sağlanmasındaki zorluklar sebebiyle rezin, paslanmaz çelik, plastik ve seramik gibi farklı materyallerden üretilen model dişler tercih edilmiştir [87-91]. Paslanmaz çelik daylar yoğun ışımanın meydana getirebileceği artefaktlar nedeniyle X ışını ile yapılacak analizlere uygun değildir. Seramik materyaller ise sinterleme işlemleri sırasında boyutsal değişim gösterebilirler [92]. Çalışmamızda plastik day model dişler kullanılmıştır.

Geliştirilmiş CAD/CAM sistemleri ve materyalleri ile, retantif olmayan konservatif preparasyonlarda dahi mükemmel estetik ve mekanik özelliklere sahip, minimum kalınlıkta, kabul edilebilir bir uyum ile hassas restorasyonların üretilmesi mümkün hale gelmiştir [85]. Preparasyon tasarımı, kenar sonlanma tipi, kullanılan ölçü tekniği, üretim yöntemi, siman aralığının dijital olarak ayarlanması, CAD/CAM restorasyonlarının marjinal ve internal doğruluğunda önemli bir rol oynar [85, 93].

Preparasyon geometrisi sabit protetik restorasyonların biyolojik, mekanik ve estetik başarısı kadar marjinal uyumunu da etkiler. Goodacre ve diğerleri [94] sabit restorasyonların uzun süre kullanılabilmesi için preparasyonun retansiyon ve rezistans formlarının en üst düzeyde tutulmasını ve restorasyonun klinik başarısını arttıracak geometrik formların tercih edilmesini önermiştir. Bu geometrik formlar, simanın gerilme, çekme ve sıkıştırma kuvvetlerine maruz kalıp kalmayacağını belirler. Konverjans açısı, prepare edilen dişin karşılıklı aksiyal duvarları arasındaki yakınsama açısı olarak adlandırılır [95]. Konverjans açısı restorasyonun retansiyonunda önemli bir faktördür [96]. Dreyer ve Jorgensen [97], toplam okluzal konverjans açısı arttıkça retansiyonun hiperbolik biçimde azaldığını ve toplam konverjans açısı 10°'yi geçtiğinde retansiyonun önemli ölçüde azaldığını bildirmiştir. Optimal toplam konverjans açısı 2°-5,5° arasındadır. Klinik olarak uygulanabilir ideal konverjans açısı ise 6°-24° arasında değişir [15, 96, 98, 99]. Klinik şartlarda paralel duvarlar oluşturmak veya optimal konverjans açısı değerlerini (<10°) sağlamak oldukça zordur ve preparasyonda andırkat oluşturulmasına sebep olabilir [96, 100]. Dijital uygulamalar artmasına rağmen CAD/CAM sistemleriyle üretilen restorasyonlardaki konverjans açısının ne kadar olması gerektiğini değerlendiren fazla

sayıda çalışma yoktur [101-106]. Nakamura ve diğerleri [105], CEREC 3 sisteminde destek dişlerin toplam konverjans açısının (4° , 8° , 12°) ve siman boşluğunun ($10\ \mu\text{m}$, $30\ \mu\text{m}$, $50\ \mu\text{m}$) marjinal ve internal uyuma olan etkisini inceledikleri çalışmada, siman aralığı 30 veya $50\ \mu\text{m}$ olarak ayarlandığında açıda değişimin marjinal uyuma herhangi bir etkisinin olmadığını, 10 veya $30\ \mu\text{m}$ 'lik siman aralığı kullanıldığında ise konverjans açısı azaldıkça restorasyonun tutuculuğunun arttığını bildirmiştir. Klinik preparasyonlarda dayanak dişteki toplam okluzal konverjans açısının 19° - 21° olduğu ifade edilmektedir [107, 108]. CEREC sisteminde ise standart 12° toplam konverjans açısının kullanılmasının yararlı olacağı belirtilmiştir [105]. Beuer ve diğerleri [101] destek dişlerdeki 4° , 8° , 12° konverjans açısının marjinal ve internal uyuma etkisini incelemiştir. En uyumlu sonuçlar 12° konverjans açılı preparasyona sahip örneklerde bulunmuştur. Iwai ve diğerleri [104], 6° , 12° , 20° konverjans açılarının ve $10\ \mu\text{m}$, $30\ \mu\text{m}$, $60\ \mu\text{m}$ siman boşluklarının marjinal ve internal uyuma etkisini incelemiş ve 6° - $10\ \mu\text{m}$ grubunda marjinal uyumsuzluk değerini en yüksek bulmuştur. Goodacre ve diğerleri [94] konverjans açısının 10 ila 20 derecelik daha dar bir aralıkta olması gerektiğini bildirmiştir. Çalışmamızda destek dişlerin karşılıklı duvarları arasındaki konverjans açısı 6° 'şar derece (toplam 12°) olarak hazırlanmıştır.

Farklı kenar sonlanma tiplerinin marjinal ve internal uyuma olan etkisi üzerine çok sayıda çalışma vardır [109-113]. Kenar sonlanma şekli restoratif materyalin marjinal bölgedeki hacmini belirleyerek uyuma etki etmektedir [15]. Chamfer ve iç açısı yuvarlatılmış shoulder kenar sonlanma tipinin zirkonya alt yapılı restorasyonlar için önerildiği, fakat 90° shoulder kenar sonlanma şeklinin tarayıcı ile yeterli görüntü sağlayamaması nedeniyle uyumu negatif etkilediği bildirilmiştir [92, 114]. Cagidiaco ve diğerleri [115] zirkonya tek kron restorasyonları inceledikleri randomize kontrollü bir çalışmada knife edge ve chamfer kenar bitim şeklini karşılaştırmış ve 2 grup arasında anlamlı bir farklılık olmadığını bulgulamıştır. Chamfer ve shoulder marjin dizaynlarının tam seramik restorasyonlarda kırılma dayanımına etkisinin incelendiği bir çalışmada [116] chamfer marjin dizaynının daha başarılı olduğu ifade edilmiştir. Goodacre ve diğerleri [94] chamfer dizaynının uygun frezlerle oluşturulmasının kolay olduğunu ve prepare edilmiş diş, ölçü ve day üzerinde kolaylıkla izlenebilir olduğunu göstermiştir. Kane ve diğerleri [117] santral ve molar dişlerdeki chamfer ve iç açısı yuvarlatılmış shoulder kenar bitim şekillerinin marjinal ve internal uyuma etkisini incelemiş ve chamfer dizaynının daha düşük marjinal aralık değeri gösterdiğini belirtmiştir. Çalışmamızda da model diş preparasyonlarında 1mm genişliğinde chamfer kenar sonlanma şekli kullanılmıştır.

Konvansiyonel ölçü yöntemi diş hekimliği pratiğinde hala sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat bu yöntemin klinik aşamasında (hava kabarcıkları, ölçüde yırtılmalar, kaşıktan ayrılmalar, dişetine yerleştirilen kordlar ve debrisler vb.) ve laboratuvar sürecinde bazı problemler mevcuttur. Dijital ölçüler bu sorunları giderir ve geleneksel yöntemlere göre hız, kullanım kolaylığı, hasta konforu gibi avantajlar sağlar [118]. Tüm avantajlarına rağmen dijital ölçüler geleneksel ölçüleri geride bırakmış sayılmazlar. Çünkü dijital sistemler hala yüksek maliyetlidir ve ölçünün doğruluğunu etkileyebilecek artefaktlar oluşabilir [119]. Hassas ve doğru ölçüler, uyumlu restorasyon üretmenin önemli koşullarından biridir [120]. Dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinin uyuma etkisinin incelendiği bazı çalışmalarda marjinal ve internal uyum açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir [118, 121]. Chochlidakis ve diğerleri [122] sistematik bir derlemede marjinal uyum bakımından her iki yöntemin de birbirlerine göre üstünlüğünün olmadığını fakat internal uyum açısından dijital ölçü yöntemlerinin daha başarılı olduğunu belirtmiştir. Berrendero ve diğerleri [123] konvansiyonel ölçü yöntemi ve dijital ağız içi tarayıcı (TRIOS®) kullanılarak üretilen tek üye tam seramik kron restorasyonlarının marjinal uyumlarını değerlendirdikleri in vivo çalışmada, dijital ölçü yönteminin daha başarılı olduğunu bildirmiştir. Dijital tarayıcılarla ilgili yapılmış çalışmalardan bazıları ekstraoral tarayıcıların da kabul edilebilir bir doğruluğa sahip olduklarını göstermiştir [124-126]. Mandelli ve diğerleri [119] ekstraoral laboratuvar tarayıcılarının (GC AADVA, Zfx Evolution, 3Shape D640, 3Shape D700, Nobil Metal Sinergia, EGS DScan3, Open Technologies Concept Scan Top) doğruluklarını karşılaştırmış ve en yüksek doğruluğun GC AADVA Lab tarayıcısına ait olduğunu göstermiştir. Çalışmamız in vitro koşullarda yürütülmüş ve her iki üretim tekniği için de dijital bir ekstraoral tarayıcı olan GC AADVA Lab tarayıcı kullanılmıştır. Böylece hem yöntemler arasında ölçü aşamasının oluşturabileceği olası farklar ortadan kaldırılmış, hem de ölçü aşaması standardize edilerek sadece üretim yöntemlerinden kaynaklanabilecek farklılıkların tespit edilmesi hedeflenmiştir. Tüm gruplara ait örnekler tek bir dijital ölçüden elde edilen sanal model üzerinde yapılan tasarımdan üretilmiştir.

İyi bir marjinal ve internal uyum, protetik restorasyonun prognozunu iyileştirmede en önemli faktörlerdendir [127]. Klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal boşluk miktarı konusunda henüz bir fikir birliği yoktur. Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin 8 no'lu spesifikasyonunda [128] sabit bir protezin marjinal uyumunun sağlanabilmesi için siman aralığının 25 ila 40 µm arasında olması gerektiği belirtilmesine rağmen, yapılan çalışmalar mevcut üretim yöntemleriyle böyle bir hedefe ulaşmanın pek mümkün

olmadığını göstermektedir. McLean ve Von Fraunhofer [75], kabul edilebilir maksimum marjinal boşluk değerinin 120 μm olduğunu belirtmiştir ve çoğu araştırmacı 120 μm 'nin altındaki değerler için hemfikirdir [87, 129, 130]. Buna rağmen 50- 200 μm arasındaki değerler de rapor edilmiştir [131]. Boening ve diğerleri [76], 100-200 μm arasındaki marjinal aralığı, Sulaiman ve diğerleri 100 μm altını [132], Vojdani ise [133] 200-300 μm aralığın kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir. CAD/CAM sistemlerinde restorasyon kalınlığı ve siman aralığı istenen miktarda ayarlanabilir. Birçok çalışma siman aralığı miktarının marjinal uyumu etkilediğini göstermiştir [93, 134-137]. Dijital sistemlerin gelişmiş marjinal adaptasyon gösterdiği iddia edilmektedir [138]. Fakat, tarama kalitesi düşük ve tasarım yazılımı yetersiz olan bazı CAD/CAM sistemlerinin, kabul edilenin dışında marjinal aralığı olan restorasyonlar ürettiği de bildirilmiştir [135, 139]. Birkaç çalışmada sabit restorasyonlar için 50 ila 120 μm arasındaki marjinal açıklıklar klinik açıdan kabul edilebilir olarak bildirilirken, CAD/CAM restorasyonları için bu aralığın üst sınırı düşürülmüş ve 50 ila 100 μm arasında olması gerektiği ifade edilmiştir [140, 141]. Dijital sistemlerde siman aralığının tasarım aşamasında belirlenebilmesi bir avantajken, bu miktarın restorasyon üretildikten sonra korunup korunmadığı da önemli bir konudur. Çünkü marjinal uyum, restorasyonlar elde edildikten sonraki marjinal aralanma ile direkt ilişkilidir. Abdullah ve diğerleri [2] 10 μm siman aralığı ile farklı materyallerden CEREC sistemiyle ürettikleri geçici kronların marjinal aralanma miktarının 47-193 μm arasında değiştiğini belirtmiştir. Bir başka çalışmada geleneksel, eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen geçici köprü restorasyonlarının marjinal ve internal aralanma miktarları, başlangıç değerinden 2-53 μm sapma göstermiştir [91]. Ryu ve diğerleri [142] ise 3BB yöntemiyle 6 farklı açıyla ürettikleri geçici kronlarda siman aralığını tasarımda 30 μm olarak belirlemiş ve üretim sonunda marjinal ve internal aralanma miktarlarının 52- 153 μm aralığında olduğunu bulgulamıştır. Çalışmamızda da tasarım aşamasında 70 μm olarak belirlenen siman aralığı ile üretilen geçici restorasyonların marjinal ve internal aralanma miktarı; kron restorasyonlarında 94-246 μm , köprü restorasyonlarında ise 110-282 μm aralığında bulunmuştur ve bu sonuçlar klinik olarak kabul edilebilir değerler arasındadır (Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3).

Al Wadei ve diğerleri [143] geçici restorasyonların üretim şeklinin, preparasyon kenar sonlanma şekline kıyasla marjinal uyum üzerinde daha fazla etkili olduğunu ifade etmiştir. Geçici restorasyonların uyumu, direkt veya indirekt üretim yöntemleriyle ilişkilidir. Direkt yöntemde geçici restorasyon, kolay sayılabilecek bir şekilde preparasyon sonrası hemen

dişler üzerinde hazırlanır. Bu yöntemde en sık kullanılan materyal olan PMMA'nın polimerizasyonu sırasında oluşan ısı pulpada geri dönüşü olmayan termal hasara, artık monomerler ağız mukozasında likenoid reaksiyonlara veya alerjik stomatite neden olabilir. Ek olarak polimerizasyon büzülmesi boyutsal değişikliğe yol açarak marjinal uyumu etkileyebilir [144].

Geçici restorasyonlar, geleneksel yöntemlerle hazırlanabildiği gibi CAD/CAM (eksiltmeli veya eklemeli) yöntemlerle de üretilebilir. Direkt veya indirekt olarak hazırlanabilen geleneksel geçiciler, uzun süreli kullanım gerekliliği söz konusu olduğunda hem biyomekanik hem de estetik açılardan daha dezavantajlıdır. Geleneksel yöntemde kullanılan PMMA ucuz bir malzemedir ve orta vadeli geçici kron ve köprü restorasyonları için kullanılır. Oldukça stabil bir polimerdir. Tüm rezinler gibi PMMA da imbibisyon yoluyla bir miktar su emer. Bu özelliği yapının zamanla yumuşamasına ve renklenmesine yol açar. Polimerizasyon ısısı nedeniyle PMMA'nın indirekt uygulamalarda kullanılması önerilmektedir [2]. Plant ve diğerleri [145], PMMA'nın ekzotermik reaksiyonla polimerizasyonu sırasında pulpada oluşan ısı artışının, sıcak bir içecek içerken olan artıştan 5 kat daha fazla olduğunu bildirmiştir. Literatürde geleneksel yöntemle ve çeşitli CAD/CAM yöntemleriyle elde edilen geçici restorasyonların uyumları çok sayıda çalışmada karşılaştırılmış ve hemen hepsinde geleneksel yöntemle açık bir şekilde daha zayıf sonuçlar elde edilmiştir [90, 144, 146-152]. Çalışmamızda gerek aynı sonuçları tekrarlamamak ve gerekse maliyeti makul bir seviyede tutabilmek amacıyla geleneksel yöntemle elde edilen geçici restorasyon grupları oluşturulmamıştır.

İndirekt geçici restorasyonlarda eksiltmeli üretim, artmış mekanik özelliklere sahip, biyouyumlu ve yüksek yoğunluklu polimerlerin kullanımına imkan sağlar. Bu sistemlerle uygun formda, daha uyumlu geçici restorasyonların hassasiyetle ve kısa sürede üretimi sağlanır [153]. Eksiltmeli CAD/CAM sistemlerinde rezin blok yüksek sıcaklıklarda önceden polimerize edildiğinden geçici kronun mukavemeti ve uyumu geleneksel direkt yöntemle göre daha iyidir [154-156]. Çalışmamızda eksiltmeli üretim grubu örnekleri için önceden polimerize edilmiş PMMA blokları kullanılmıştır.

İndirekt geçici restorasyon yapımındaki bir diğer dijital yöntem olan eklemeli üretimde ise tasarlanan yapı, tabakalar halinde fotopolimerize edilen katmanların daha sonra yeniden tek seferde fotopolimerizasyonla birleştirilmesiyle elde edilir. Ancak bu kadar çok

tekrarlanan fotopolimerizasyon, eklemeli üretimde kullanılan düşük molekül ağırlıklı monomerleri atomik düzeyde etkileyebilir ve tıpkı PMMA'da olduğu gibi polimerizasyon büzülmesine yol açabilir [34, 46]. Çalışmamızda eklemeli üretim grupları fotopolimerizasyonla polimerize olan UDMA esaslı sıvı reçineden üretilmiştir.

Polimer materyallerin eklemeli üretim yöntemleriyle üretilmesinde en sık kullanılan teknikler SLA, DLP ve FDM yöntemleridir. Termoplastik polimerlerin (örneğin polieter eter keton -PEEK-) üretiminde kullanılan FDM yönteminde solid polimer, sistemin kendi içinde ısıtılarak eriyik hale getirilir ve polimerize edilir. Sıvı reçinelerin kullanıldığı diğer 2 yöntemden DLP'de polimerizasyon bir mikro ayna ile yansıtılan lazerle, SLA'da ise lazer ışınının direkt kullanımıyla yapılır. Tüm sıvı reçine tabakası bir kerede polimerize edildiği için DLP, SLA'dan daha hızlıdır. DLP ve SLA teknikleri ile üretilen materyaller, FDM yöntemine göre daha kararlıdır. Bu nedenle DLP ve SLA yöntemleri undercutlara sahip, kompleks ve hassas yapıların üretiminde tercih edilir [157-160]. Geçici restorasyonların hazırlanmasında DLP ve SLA en sık kullanılan eklemeli üretim yöntemleridir. Moon ve diğerleri [161], iki farklı 3B baskı sistemi (DLP ve LCD) ile 2 üye, 3 üye, 5 üye, 6 üye ve tam ark geçici restorasyonlar üreterek boyutsal doğruluk analizi yapmışlardır. Çalışmanın sınırlamaları dahilinde, az üyeli restorasyonlar için DLP yazıcı ile üretilen geçici restorasyonlarda daha az büzülme olduğu gösterilmiştir. Az üyeli restorasyonlar için DLP baskının kullanılabilmesi, ancak üye sayısı arttıkça diğer 3B baskı yöntemlerinin kullanılabilmesi vurgulanmıştır. Dikova ve diğerleri [162], DLP, SLA ve FDM ile polimerden üretilen 4 üyeli köprülerin eksternal boyutsal doğruluğunu ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdiği çalışmada, SLA ve DLP gibi lazer bazlı stereolitografik yöntemlerin geçici kron ve köprü restorasyonların üretiminde başarılı bir şekilde kullanılabilmesini, FDM yönteminin ise eğitim modelleri için daha uygun olduğunu vurgulamıştır. Çalışmamızda da eklemeli üretim grubu örnekleri DLP tipi 3B baskı sistemiyle üretilmiştir.

Eklemeli üretimle üretilen bir objenin boyutsal doğruluğu, çok katmanlı üretilme sürecindeki tabakalar arasındaki büzülmeye, destek yapıların konumuna ve üretim açısına bağlıdır. Çoğu eklemeli üretim sistemi objenin üretim esnasında yer çekimi veya diğer kuvvetlerin etkisiyle eğilip bükülmesini önlemek için destek yapı kullanımına ihtiyaç duyar. Destek yapı üretilen materyal üzerinde doğrudan etkilidir. Üretim açısı, üretilen objenin yapı platformuna hangi açı ile yerleştirileceğini, destek yapının sayısını ve ürünün

kalitesini doğrudan etkiler. Destek yapıların yerleşimini belirlemek önemlidir. Çünkü obje ile destek yapının temas alanını azaltmak ürün kalitesini artırır, üretim süresini ve üretim sonrası ek işlemleri azaltır [163]. Khanlar ve diğerleri [163], destek yapı tasarımı ve konumunun (0° , 45° , 90° ve horizontal), DLP tipi eklemeli üretim sistemleriyle üretilen geçici kronların marjinal ve internal uyumuna etkisini incelemiştir. Çalışmada destek yapıların yerleşiminin ve tasarımının, geçici kronların uyumunu etkilediği ve 90° üretim açısıyla en yüksek uyum elde edilebileceği bulgulanmıştır. Ryu ve diğerleri [164], DLP tipi 3B baskı cihazını kullanarak altı farklı üretim açısıyla (120° , 135° , 150° , 180° , 210° , 225°) geçici kronlar üretilip, marjinal ve internal uyumu silikon replika tekniği ile değerlendirmiştir. Marjinal uyumun tüm üretim açılarında klinik olarak kabul edilebilir olduğu, ancak optimum üretim açılarının 150° ve 180° olduğu bildirilmiştir. Reymus ve diğerleri [165], 3 farklı fotopolimer reçineden DLP tipi 3B baskı cihazı ile ürettikleri geçici restorasyonların üretim açısının, post-polimerizasyon ve yapay yaşlandırma işlemlerinin kırılma dayanımı üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışmanın pozitif kontrol grubu için eksiltmeli üretim yöntemi (Telio-CAD), negatif kontrol grubu için ise geleneksel yöntem (Luxatemp) belirlenmiştir. Her 3 parametrenin de kırılma dayanımı üzerinde etkisinin gösterildiği çalışmada, özellikle post polimerizasyon işlemi doğru yapıldığında, 3BB yönteminin CC ve geleneksel yöntemlere alternatif olabileceğine dikkat çekilmiştir.

Park ve diğerleri [166], baskı parametrelerinin (üretim açısı ve katman kalınlığı) marjinal ve internal uyumu nasıl etkilediğini incelemiştir. DLP tipi eklemeli yöntemle ve eksiltmeli yöntemle, implant üstü geçici köprü restorasyonlarını 5 farklı açı (0° , 30° , 45° , 60° ve 90°) ve 2 farklı katman kalınlığı ($50 \mu\text{m}$, $100 \mu\text{m}$) ile üreterek, uyumu Mikro-BT yöntemiyle hem 2B hem 3B olarak değerlendirmiştir. 3B baskılı örneklerin internal uyumu 45° , 60° ve 90° üretim açılarında daha iyi bulunurken, marjinal uyum 45° ve 60° üretim açılarında daha düşük bulunmuştur. Uyumun katman kalınlığı ile ilişkisi volumetrik analizlerle değerlendirildiğinde $50 \mu\text{m}$ katman kalınlığında internal uyum, $100 \mu\text{m}$ kalınlığında ise marjinal uyum daha yüksek bulunmuştur. 3BB yöntemiyle üretilen restorasyonların, eksiltmeli yöntemle üretilenlere göre daha yüksek internal uyum gösterdiği bildirilmiştir. 3BB yöntemiyle üretilen restorasyonların marjinal uyumunun klinik olarak kabul edilebilir olduğunu ve üretim açısı olarak 45° ve 60° önerildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da üretim açısı ve katman kalınlığı, üretici firmanın önerileri doğrultusunda, sırasıyla 0° ve $50 \mu\text{m}$ olarak belirlenmiştir.

Klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerleri açısından literatürde farklılıklar bulunmaktadır. Bu farklılığın, çalışmalarda değerlendirilen materyallerden, üretim yönteminden, kenar sonlanma şekillerinden ve uyum değerlendirme tekniklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir [86]. Marjinal ve internal uyum farklı tekniklerle değerlendirilebilir. Contrepolis ve diğerleri [95] 1994-2012 yılları arasında yayımlanmış marjinal uyum ölçme tekniklerini inceledikleri sistematik bir derlemede, her tekniğin farklı hatalar oluşturabileceğini ifade etmiştir. Marjinal bölgenin direkt mikroskopisi tekniğinde referans nokta belirlenmesinin zor olduğu ve projeksiyon hatalarının oluşabileceği; simante edilmiş örneklerin kesitsel mikroskopik ölçüm tekniğinde örnekten yalnızca sınırlı sayıda kesit alınabileceği; silikon replika tekniğinde non-invaziv olmasına rağmen materyalde yırtılma, bozulma görülebildiği ve bu durumun uyumu etkileyebileceği gibi dezavantajlar sıralanmaktadır. Örneklere zarar vermeyen ve tekrarlanabilir bir yöntem olan Mikro-BT ile destek diş ve restorasyon arasındaki mesafenin, hatta çok küçük boşlukların, oldukça yakın kesitlerle ve çok sayıda referans noktası belirlenerek, 2B ve 3B olarak görüntülenebilmesi mümkündür [79, 167-170]. Optik veya elektron mikroskopisi ile karşılaştırıldığında Mikro-BT'nin ayırt etme kapasitesi daha düşüktür. Mikro-BT için 1,8 µm olan bu değer optik mikroskop için 0,3 µm ve elektron mikroskobu için 0,25 nm'dir. Bu nedenle analizde oluşabilecek düşük magnifikasyon, refraksiyon kaynaklı kenar artefaktları ve kullanılan materyallerin absorpsiyon katsayıları arasındaki fark arttıkça bu materyalleri birbirinden ayırt etmenin zorluğu ve aynı absorpsiyon katsayısına sahip ve temas halindeki 2 farklı materyali birbirinden ayırmanın mümkün olmaması yöntemin dezavantajlarından [167]. Çalışmamızda eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemleriyle üretilen geçici kron ve köprü restorasyonlarının marjinal ve internal uyumları Mikro-BT yöntemiyle yapılmıştır.

Marjinal ve internal uyum çalışmaları literatürde genellikle 2B olarak ve farklı ölçüm noktaları belirlenerek yapılmıştır [171-173]. Fakat dişlerin 3B formları gereği ölçüm noktaları sınırsız olarak arttırılabileceğinden, aralıkların tamamının hesaplanabilmesi yalnızca 3B ölçümler ile sağlanabilir. Literatürde marjinal ve internal uyumun hem 2B hem 3B olarak değerlendirildiği az sayıda çalışmaya rastlanmıştır [95]. Restorasyonların uyumlarını daha doğru verilerle ölçebilmek için çalışmamızda marjinal ve internal uyumlar hem 2B hem 3B olarak değerlendirilmiştir. Mikro-BT ile yapılan tek eksenli (X veya Y) ölçümlerden elde edilen 2B veriler µm cinsinden, 3 eksenli (X, Y ve Z) volumetrik ölçümlerden elde edilen 3B veriler ise mm³ cinsinden ifade edilir. Literatürdeki uyum çalışmalarında 2B ölçüm yapılan bölgelerden aksiyel ve okluzal bölümler internal uyumu,

basamak bölümleri ise marjinal uyumu ifade etmektedir [95]. Çalışmamızda 2B ölçümler Mikro-BT sayesinde her örnekte aynı koordinatlara denk gelecek şekilde alınabilen [174] kesitlerden, tek eksen doğrultusunda ve belirlenen 5 farklı noktadan yapılmıştır (Resim 3.18 ve 3.19). Bu noktalardan 1 ve 5 marjinal uyumu, diğerleri ise internal uyumu temsil etmektedir ve sırasıyla destek dış- restorasyon arasındaki boşluğun X ve Y eksenlerindeki mesafesini göstermektedir. Örneğin konumundan bağımsız olarak her 3 eksen yönünde aynı anda ölçümler yapılabilen 3B kesitlerden ise, destek dış- restorasyon arasındaki boşluğun total hacmi hesaplanmıştır [175].

Simantasyon işlemi internal ve marjinal uyumu etkileyebilir [176, 177]. Bazı araştırmacılar simantasyon işlemi sonrası marjinal uyumsuzluk değerlerinde anlamlı bir artış olduğunu ve kullanılan siman tipinin de uyumu etkilediğini bildirmiştir [178-180]. Marjinal uyum değerlendirme çalışmalarında restorasyonları simante etmeden değerlendirmek daha uygundur. Simantasyon sonrası ölçüm yapabilmek ve değişkenleri kontrol edebilmek için, örnek sayısı ile aynı sayıda model dış gerekir [72]. Çalışmamızda kron ve köprü ölçümleri için birer adet master model kullanılmış ve Mikro-BT'de artefakt oluşma riski nedeniyle simantasyon işlemi uygulanmamıştır.

Daha rutin kullanılan ve çok sayıda farklı materyalin üretilmesine olanak sağlayan eksiltmeli üretimle kıyaslandığında eklemeli üretim, diş hekimliği için henüz yeni sayılabilecek bir tekniktir ve bu konuda az sayıda çalışma mevcuttur. Eklemeli üretimle şu an daha sıklıkla geçici amaçla kullanılan reçine esaslı restorasyonlar yapılsa da materyallerin gelişeceği ve dolayısıyla daimi restorasyonların da yapılacağı beklenen bir durumdur. Kullanılan materyaller bakımından çalışmamızda her ne kadar geçici restorasyonların marjinal ve internal uyumları karşılaştırılmış olsa da materyallerden çok üretim yöntemlerinin karşılaştırılması ana hedefdir. Zira seçilen materyal ne olursa olsun, dijital işleyiş aynıdır. Daha açık bir ifadeyle, eksiltmeli veya eklemeli CAD/CAM sistemleri ile geçici veya daimi restorasyonların tasarımları ve üretimleri aşamalarında hiçbir fark yoktur. Eklemeli üretimle bugünün koşullarında çoğunlukla geçici restorasyonlar yapılabildiğinden standardizasyon sağlayabilmek amacıyla eksiltmeli üretimde de geçici materyali seçilmiştir.

Farklı üretim yöntemlerinin uyum üzerindeki etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda köprü restorasyonlarının incelendiği az sayıda çalışma mevcuttur [91, 147, 152, 181]. Materyaller

ve üretim yönteminden bağımsız olarak, tek kron ve üç üye geçici köprülerin uyumsuzluklarının karşılaştırıldığı birçok çalışmada da köprü restorasyonlarının daha yüksek uyumsuzluğa sahip olduğu bildirilmiştir [147, 152, 182]. Eklemeli yöntemle üretilen gerek kron ve gerekse köprü restorasyonlarının marjinal ve internal uyumunu değerlendirmenin ve eksiltmeli yöntemle karşılaştırmanın amaçlandığı çalışmamızda elde edilen sonuçlar Çizelge 4.1 ve 4.2’de özetlenmiştir.

Mai ve diğerleri [144], geleneksel, eksiltmeli ve eklemeli (poly-jet) yöntemlerle üretilen geçici kronların uyumlarını silikon replika tekniği ile değerlendirmiştir. Poly-jet 3B baskı yönteminin geçici kronların proksimal, marjinal ve internal alanlarda uyumunu iyileştirdiği ve özellikle okluzal alanda uyumu anlamlı ölçüde arttırdığı bulgulanmıştır. Park ve diğerlerinin [147], implant üstü geçici kronları geleneksel, eksiltmeli ve eklemeli (DLP) yöntemlerle üreterek, marjinal ve internal uyumlarını silikon replika tekniği ile değerlendirdikleri çalışmalarında, en iyi uyum değerlerini DLP cihazında üretilen kronlar göstermiştir. Wu ve diğerleri [46], geleneksel, eksiltmeli ve DLP tipi eklemeli yöntemlerle ürettikleri geçici kronların marjinal ve internal uyumlarını, silikon replika ve OCT tekniği ile değerlendirmiş, eksiltmeli yöntemle üretilen geçici kronların internal aralanma değerinin diğer iki yönteme göre daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Chaturvedi ve diğerleri [148] de benzer şekilde, geleneksel, eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen geçici kronlar arasında marjinal ve internal uyumun eklemeli yöntemde daha iyi olduğunu bildirmiştir. Literatürdeki birçok çalışmayı destekler şekilde çalışmamızda da DLP tipi eklemeli üretim tekniğiyle üretilen kronların uyumu, CC tekniğinden daha yüksek bulunmuştur (Çizelge 4.1). Volumetrik yönden bakıldığında her 2 üretim tekniğiyle üretilmiş kron restorasyonları ile destek diş arasındaki boşluğun hacmi birbirine neredeyse eşittir ($CC=10,25\pm 2,12 \text{ mm}^3$ ve $3BB=10,04\pm 1,88 \text{ mm}^3$). Marjinal uyum, ölçüm yapılan her 2 nokta için de (1. ve 5. noktalar) 3BB yönteminde (sırasıyla $98,9\pm 84,69 \mu\text{m}$ ve $94,3\pm 102,37 \mu\text{m}$) CC yöntemine (sırasıyla $196,8\pm 50,4 \mu\text{m}$ ve $225,5\pm 61,88 \mu\text{m}$) kıyasla yaklaşık 2 kat daha yüksektir ve bu farklar istatistiksel olarak önemlidir. Benzer şekilde internal uyum da her 3 nokta için de (2., 3., ve 4. noktalar) CC yönteminde daha düşüktür ve okluzal tablanın orta noktasında (3. nokta) elde edilen fark ($53,30 \mu\text{m}$) istatistiksel olarak önemlidir. Polimerizasyon büzülmesi yönünden avantajlı olan bu 2 teknikten, 3BB yöntemiyle elde edilen daha yüksek uyum, sıvı halde eklenerek tabakalar şeklinde sertleştirilen materyalin arada boşluk kalmaksızın destek diş üzerine adapte olabilmesinden kaynaklanıyor olabilir. CC yönteminde ise üretim, frez boyutu, frez şekli, CAM ünitesinin

aks sayısı, milleme ünitesinin hareket aralığındaki limitasyonları ve okluzal tabladaki bazı eğimlerde milleme ile elde edilebilecek detayların sınırlı olması gibi faktörlerden etkileniyor olabilir. Marjinal ve internal uyum karşılaştırıldığında ise CC ve 3BB yöntemlerinin her ikisinde de kron restorasyonunun marjinal uyumu internal uyumdan yüksektir (Çizelge 4.1).

Daha az sayıda olmakla birlikte, eksiltmeli yöntemle, eklemeli üretime göre daha yüksek uyum elde edilebileceğini ifade eden çalışmalar da mevcuttur. Peng ve diğerleri [183] CC ve 3B yöntemleri arasında önemli bir fark olmadığını, Wu ve diğerleri [46] ile Mohajeri ve diğerleri [184] ise en büyük marjinal uyumsuzluğun 3BB yönteminde olduğunu bildirmiştir. Farklılıklar 3B baskı tipinden, kullanılan materyallerden, ölçüm tekniklerinden veya ölçümlerin simantasyonu takiben yapılmasından kaynaklanıyor olabilir.

Diğer geçici restorasyon üretim yöntemlerinin aksine eklemeli yöntemle üretilen geçici restorasyonların marjinal uyumları hakkında sınırlı sayıda bilgi vardır. Kim ve diğerleri [185] SLA yöntemiyle üretilen rezin kopinglerin marjinal uyumunu dijital mikroskopi ile değerlendirmiştir. En yüksek marjinal açıklığın bukkal bölgede olduğunu belirtildiği çalışmada, diğer yüzeylere oranla daha geniş olan bukkal yüzeyi oluşturabilmek için daha fazla rezin tabakasına ihtiyaç duyulmasının uyumsuzluğu arttırabileceği ileri sürülmüştür. Balkenhol ve diğerleri [181], geçici köprü restorasyonlarında meydana gelen marjinal uyumsuzluğun tek kronlardan daha yüksek olduğunu ve bunun çok üyeli geçici restorasyonlarda gövde bölgesinde meydana gelen polimerizasyon büzülmesine bağlanabileceğini bildirmişlerdir. Üretilen objenin ebatlarındaki artışın uyum üzerindeki etkisine dikkat çeken bu bilgiler çerçevesinde, çalışmamızda köprü restorasyonları da değerlendirilmiştir. Yeteri kadar araştırma olmaması nedeniyle, 3B baskılı geçici restorasyonlar için önerilen maksimum gövde sayısı ve minimum konnektör kalınlığı hakkında henüz kesin bir bilgi bulunmamaktadır [57]. Bu sebeplerle çalışmamıza tek gövdeli 3 üyeli köprüler dahil edilmiştir. Çalışmamızda her iki yöntemde de köprünün molar desteklerinde oluşan total hacim değeri, premolar desteklerden yaklaşık 2 kat yüksek bulunmuştur ve bu farklar istatistiksel olarak önemlidir (Çizelge 4.3). Bu durum premolar ve molar dişlerin klinik kronları arasında da [186] yaklaşık 2 kat fark olması (sırasıyla $62,85 \text{ mm}^2$ ve $124,6 \text{ mm}^2$) ile ilişkilendirilebilir. Ek olarak gerek CC yönteminde ($8,13 \pm 1,78 \text{ mm}^3$) ve gerekse 3BB yönteminde ($8,27 \pm 1,18 \text{ mm}^3$) hacim yönünden premolar ve molar destekler arasındaki farkların birbiriyle neredeyse eşit olması dikkat çekicidir. Bu

bulgumuz için, birçok yönden avantajlı olan bu 2 yöntemin polimerizasyon büzülmesi bakımından benzer davranış sergilediklerini gösterebileceğini değerlendirmekteyiz. CC yöntemiyle üretilen köprülerde premolar ve molar dişlerin internal uyumları birbirlerine oldukça yakın bulunmuştur. 3BB yönteminde ise marjinal uyum istatistiksel olarak önemli derecede premolar desteklerde daha yüksektir. Molar desteklerde ise bunun tersidir. İstatistiksel olarak değerlendirilmemiş olsa da çalışmamızda kron restorasyonlarıyla kıyaslandığında köprü uygulamalarında her 2 üretim tekniği için de daha yüksek uyumsuzluk değerleri görülmüştür (Çizelge 4.1 ve 4.3). Aynı dişlerin hem tek tek kron hem de köprü desteği olarak planlandığı bir çalışmada üretim tekniklerinin restorasyon türü yönünden uyumu nasıl etkileyeceği daha sağlıklı olarak değerlendirilebilir. Marjinal ve internal uyum karşılaştırıldığında ise CC ve 3BB yöntemlerinin her ikisinde de köprünün premolar ve molar desteklerindeki marjinal uyum internal uyumdan yüksektir (Çizelge 4.2). Hem kron hem de köprü restorasyonlarının her iki desteğinde de benzer şekilde bulguladığımız bu durum, marjinal bölgelerle kıyaslandığında daha eğimli ve kurvatürlü olan okluzal yüzeyden kaynaklanıyor olabilir. CC yönteminde milled frezleri daha düz olan marjinal bölgelerdeki restorasyon iç yüzeyini daha uyumlu şekillendirmiş olabilir. SLA yöntemiyle daha büyük yüzeylerin şekillendirilmesi için daha fazla rezin kullanılması gerektiği ve buna bağlı olarak da daha fazla büzülme olabileceği bildirilmiştir [185]. Çalışmamızda da 3BB yönteminde marjinal bölgelere kıyasla daha uzun olan okluzal yüzey, fotopolimerizasyonu takiben büzülmeden daha fazla etkilenmiş olabilir.

Falanchai ve diğerleri [91] konvansiyonel, DLP tipi cihazla eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle ürettikleri 3 üyeli geçici köprü restorasyonlarının marjinal ve internal uyumunu silikon replika tekniği ile incelemişler ve en az aralanmanın (en yüksek uyumun) belirlenen tüm noktalarda 3BB grubunda görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızdaki köprü destekleri üretim yöntemleri yönünden tek tek kıyaslandığında, total hacim hem premolar hem de molar desteklerin ikisinde de 3BB yönteminde, yaklaşık 2 mm^3 daha fazladır ve molar destekteki fark istatistiksel olarak önemlidir. Seçilen noktalardaki marjinal ve internal uyum verileri ise CC yönteminin daha uyumlu olduğunu gösteren hacim verilerini çoğunlukla destekler niteliktedir (Çizelge 4.2). Köprü restorasyonları üzerindeki sınırlı çalışmalar ile bizim çalışmamız arasındaki farklılık, analiz yönteminden kaynaklanıyor olabilir. Çalışmamızda daha hassas bir analiz cihazı olan Mikro- BT kullanılmış, hem 2B hem de 3B incelemelerden elde edilen mikrometrik ve volumetrik veriler birlikte yorumlanmıştır.

Rutin klinik pratiğimizde kısa sürelerle kullandığımız geçici restorasyonların, tüm dünyada olağanüstü önlemlerin alınmasını gerektiren pandemi sürecinde anlamları değişerek daha uzun sürelerle kullanım zorunluluğu söz konusu olmuştur. Dolayısıyla klinik, mekanik, biyolojik ve estetik özelliklerini daha uzun süre muhafaza etmeleri önem kazanmıştır. Jasim ve diğerleri [5], geleneksel yöntem ve eksiltmeli üretim ile üretilen tek gövdeli 3 üye geçici köprü restorasyonlarının kırılma dayanımlarını karşılaştırmış ve eksiltme yöntemiyle üretilen geçici köprülerin, geleneksel yöntemle göre önemli ölçüde daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği sonucuna varmıştır. 3 üyeli geçici köprü restorasyonlar için eklemeli üretim, konvansiyonel yöntem ve eksiltmeli üretimin mekanik özelliklerini değerlendiren bir diğer çalışmada [157], DLP'nin (eklemeli yöntem) bükülme dayanımı konvansiyonel yöntemden daha yüksek bulunurken, eksiltme grubunun bükülme dayanımı ile DLP arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Literatürde de gösterildiği üzere eksiltmeli veya eklemeli CAD/CAM ile üretilen geçici restorasyonlar gerek kullanım süreleri yönünden ve gerekse mekanik açılarından daha üstün performans göstermektedir. Kullanım süresi uzadıkça, başlangıçta uyumsuz olarak üretilen veya zamanla uyumunu kaybeden geçici restorasyonların altındaki destek dişler de riske girebilir. Bu durumun önemli biyolojik ve ekonomik sonuçlar doğurabileceği ve gerek malzeme kullanımının gerekse tedavi hizmetlerinin artması yönleriyle hekim ve teknisyen yükünü arttırabileceği açıktır. Bu bakımdan CAD/CAM yöntemleriyle elde edilen geçiciler, konvansiyonel yöntemlerle elde edilenlere oranla daha avantajlı hale gelmiştir.

Çalışmamızın sonucunda elde ettiğimiz veriler, üretim yöntemlerinin ve restorasyon tipinin geçici restorasyonların marjinal ve internal uyumunu etkilediğini göstermiştir. Kron restorasyonları için volumetrik değerlendirmede uyum üzerinde hemen hemen eşit etki gösteren üretim yöntemleri, mikrometrik değerlendirmede internal ve marjinal uyumu etkilemiştir. Tabakalar halinde polimerize edilen 3BB yöntemi, internal ve marjinal uyum açısından CC yönteminden daha iyi bulunmuştur. Kron restorasyonu ile kıyaslandığında yaklaşık 3 kat büyük ebattaki köprü restorasyonları için ise hem volumetrik hem de mikrometrik değerlendirmeler, CC yöntemiyle elde edilen marjinal ve internal uyumun 3BB yönteminden daha iyi olduğunu göstermiştir. Her 2 üretim yöntemi için de köprülerin molar desteklerinde, premolar desteklerden daha büyük total hacim değerleri elde edilmiştir. Mikro- BT ile yapılan 2B analizlerde her 2 üretim yöntemi için de internal uyum yönünden premolar ve molar destekler birbirlerine yakın değerler göstermiştir. Köprü restorasyonlarında, kron restorasyonlarına göre uyumsuzluk daha fazladır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki farklı dijital yöntemle üretilen geçici kron ve köprü restorasyonlarının marjinal ve internal uyumlarının in vitro koşullar altında karşılaştırıldığı çalışmamızda değerlendirmeler Mikro-BT ile yapılmıştır. Her iki üretim yöntemi için de destek dişler ile geçici restorasyonlar arasındaki mesafe belirlenen noktalarda iki boyutlu olarak (μm cinsinden), restorasyon ve destek diş arasındaki boşluğun total hacmi ise üç boyutlu olarak (mm^3 cinsinden) hesaplanmıştır. Elde edilen bulgular ışığında geçici kron ve köprü restorasyonlarının üretiminde kullanılan eklemeli ve eksiltmeli yöntemler birbiriyle kıyaslanmıştır.

1. Marjinal ve internal uyum gerek kron ve gerekse köprü uygulamalarında üretim yönteminden etkilenmektedir.
2. Kron uygulamaları için hem marjinal hem de internal bölgelerde 3BB yöntemiyle CC yönteminden daha uyumlu restorasyonlar elde edilmiştir.
3. Tek gövdeli maksiller posterior bölge köprü uygulamalarında genellikle CC yöntemi ile daha uyumlu restorasyonlar üretilmiştir.
4. Hem CC hem de 3BB yöntemleriyle üretilen kron restorasyonlarında marjinal uyum internal uyumdan yüksek bulunmuştur.
5. Hem CC hem de 3BB yöntemleriyle üretilen köprü restorasyonlarının gerek premolar ve gerekse molar destek dişlerindeki internal uyumsuzluk, marjinal uyumsuzluktan daha yüksek bulunmuştur.
6. Her iki üretim yöntemi için de kron restorasyonları, köprü restorasyonları ile kıyaslandığında daha uyumludur.
7. Restorasyon tipinden (kron veya köprü) bağımsız olarak, eklemeli ve eksiltmeli üretimlerin her ikisinde de marjinal uyum internal uyumdan daha iyidir.
8. Mikro-BT yöntemi ile yapılan marjinal ve internal uyum ölçümlerinin yorumlanmasında mikrometrik ve volumetrik data birlikte değerlendirilmelidir.

İki farklı dijital üretim yönteminin marjinal ve internal uyum yönünden kıyaslandığı bu çalışma, yöntemler arasında restorasyonun üye sayısından da etkilenen belirgin farklar olduğunu göstermiştir. Bu çalışma protokolü kapsamında, daimi restorasyon materyallerinin, farklı analiz yöntemlerinin, farklı üye veya gövde sayılarına sahip tasarımların, restorasyonların simante edilerek değerlendirilmesinin, tamamen aynı dişlerin

destek olarak kullanıldığı kron ve köprü uygulamalarının ve in vivo koşulların inceleneceği yeni çalışmalar konu hakkındaki mevcut bilgilere katkı sağlayacaktır.



KAYNAKLAR

1. Hickey, J. C. (2005). The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 20(5), 443-480.
2. 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.
3. AlSarraf, H. A. (2021). *Mechanical and optical properties of machined, printed, and conventional dental polymers*, Doctoral dissertation, Boston University, Massachusetts.
4. Trushkowsky, R. D. (1992). Fabrication of a fixed provisional restoration utilizing a light-curing acrylic resin. *Quintessence International*, 23(6), 415-419.
5. Jasim, A. H., Alwan, L. E., & Abood, A. Z. (2019). Comparison of fracture resistance of CAD/CAM interim dental bridge and conventional interim resin dental bridge. *Indian Journal of Public Health Research & Development*, 10(10), 3098-3104.
6. Heboyan, A. G., Movsisyan, N. M., & Khachatryan, V. A. (2019). Provisional restorations in restorative dentistry. *World Science*, 6(46), 11-17.
7. Vahidi, F. (1987). The provisional restoration. *Dental Clinics of North America*, 31(3), 363-381.
8. Fox, C. W., Abrams, B. L., & Doukoudakis, A. (1984). Provisional restorations for altered occlusions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(4), 567-572.
9. Luthardt, R. G., Stöbel, M., Hinz, M., & Vollandt, R. (2000). Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(1), 32-39.
10. Zinner, I. D., Trachtenberg, D. I., & Miller, R. D. (1989). Provisional restorations in fixed partial prosthodontics. *Dental Clinics of North America*, 33(3), 355-377.
11. Burduroğlu, H. D. (2015). *Çeşitli geçici kron materyallerinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin in-vitro karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
12. Ferdane, Y. M. (2022). *CAD/CAM ve 3D yazıcılar ile üretilen geçici kronların değerlendirilmesi*. Uzmanlık Tezi, Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Kırıkkale.
13. Burns, D. R., Beck, D. A., & Nelson, S. K. (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474-497.
14. Osman, Y. I., & Owen, C. P. (1993). Flexural strength of provisional restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 70(1), 94-96.

15. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* (3rd Edition), Chicago, IL: Quintessence Publishing Company, 5-100.
16. Christensen, G. J. (2003). The fastest and best provisional restorations. *Journal of the American Dental Association*, 134(5), 637-639.
17. Bağış, B., Basmacı, D. F. Ç., Ustaömer, D. S., & Özen, B. (2006). Sabit geçici restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 3, 42-49.
18. Burke, F. T., Murray, M. C., & Shortall, A. C. (2005). Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dental Update*, 32(8), 443-452.
19. Gratton, D. G., & Aquilino, S. A. (2004). Interim restorations. *Dental Clinics*, 48(2), 487-497.
20. Castelnuovo, J., & Tjan, A. H. (1997). Temperature rise in pulpal chamber during fabrication of provisional resinous crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(5), 441-446.
21. Sharma, S. P., Jain, A. R., Balasubramanian, R., Alavandar, S., & Manoharan, P. S. (2013). An in vitro evaluation of flexural strength of two provisional restorative materials light polymerised resin and autopolymerised resin. *International Organization of Scientific Research*, 6, 5-10.
22. Astudillo-Rubio, D., Delgado-Gaete, A., Bellot-Arcís, C., Montiel-Company, J. M., Pascual-Moscardó, A., & Almerich-Silla, J. M. (2018). Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*, 13(2), e0193162.
23. 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.
24. Christensen, G. J. (1996). Provisional restorations for fixed prosthodontics. *Journal of the American Dental Association*, 127(2), 249-252.
25. Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 2299.
26. Rakhshan, V. (2015). Marginal integrity of provisional resin restoration materials: A review of the literature. *Saudi Journal for Dental Research*, 6(1), 33-40.
27. Tom, T. N., Uthappa, M. A., Sunny, K., Begum, F., Nautiyal, M., & Tamore, S. (2016). Provisional restorations: An overview of materials used. *Journal of Advanced Clinical and Research Insights*, 3(6), 212-214.
28. artbloc® Temp (2023). Erişim: <https://www.merz-dental.de/en/digital-solutions/pmma/artbloccr-temp> Erişim tarihi: 10.05.2023.
29. Ceramill A Temp Multilayer User Manuel (2023). Erişim: <https://www.amangirrbach.com/en-gb/material/ceramill-a-temp> Erişim tarihi: 10.05.2023.

30. PMMA dental crown artegral® IMCrown (2023). Erişim: <https://www.medicalexpo.com/prod/merz-dental-gmbh/product-73246-717778.html>
Erişim tarihi: 10.05.2023.
31. Özden, S., & Demir, H. (2020). Polieter eter keton (peek) diş hekimliğinde yükselen materyal. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 2(2), 76-85.
32. 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.
33. Sirona Dental Systems (2009). Telio, C. S. Telio CAD. *Instructions for Use*. Bensheim: Ivoclar Vivadent Technical, 9-35.
34. Demiralp, E., Doğru, G., & Yilmaz, H. (2021). Additive manufacturing (3D PRINTING) methods and applications in dentistry. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 11(1), 182-190.
35. Cebeci, N. Ö., & Tokmakcioğlu, H. H. (2018). Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu*, 3(1), 66-86.
36. Sen, N., & Tuncelli, B. (2017). CAD/CAM Restorasyonlarının üretimi için kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 23(2), 109.
37. Karaalioğlu, O. F., & Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18(1), 25-32.
38. Özdoğan, A., & Bayındır, F. (2019). CAD/CAM sistemlerinde materyal seçimi ve kullanım alanları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(2), 357-361.
39. Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505-511.
40. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
41. Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., & Ducret, M. (2017). Intraoral scanner technologies: A review to make a successful impression. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017:8427595. doi:10.1155/2017/8427595.
42. Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
43. Bakıç, H., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T. (2021). Diş Hekimliğinde güncel intraoral tarayıcılar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 289-304.

44. Yüksel, Y. (2022). *Diş hekimliğinde dijital dönüşüm ve protetik diş tedavisinde uygulama alanları*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul.
45. Yavuz, E., & Yılmaz, S. (2021). Diş hekimliğinde yeni ve hızla ilerleyen üretim teknolojisi: 3 Boyutlu Yazıcılar. *Akdeniz Tıp Dergisi*, 7(2), 197-205.
46. Wu, J., Xie, H., Sadr, A., & Chung, K. H. (2021). Evaluation of internal fit and marginal adaptation of provisional crowns fabricated with three different techniques. *Sensors*, 21(3), 740.
47. Çelik, G., Sarı, T., & Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74-82.
48. Jain, R., Takkar, R., Jain, G., Takkar, R., Deora, N., & Jain, R. (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: A review. *Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, (2)2, 33-36.
49. Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, 55(3), 559-570.
50. Canan, S. (2021). *Farklı içeceklerin CAD/CAM destekli geçici protez materyallerinin renk stabilitelerine etkisinin değerlendirilmesi*, Uzmanlık Tezi, Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Bolu.
51. Kalaycı, B. B., & Bayındır, F. (2015). Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(11), 129-136.
52. Punj, A., Bompolaki, D., & Garaicoa, J. (2017). Dental impression materials and techniques. *Dental Clinics*, 61(4), 779-796.
53. Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., & Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems-a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 101-129.
54. Skramstad, M. J. (2019). Welcome to Cerec Primescan AC Willkommen Cerec Primescan AC. *International Journal of Computerized Dentistry*, 22(1), 69-78.
55. Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-1303.
56. Jockusch, J., & Özcan, M. (2020). Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental Materials Journal*, 39(3), 345-354.
57. Revilla-León, M., Meyers, M. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2019). A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(1), 51-57.

58. 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.
59. Yalçın, B., & Ergene, B. (2017). Endüstride yeni eğilim olan 3-D eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, 9(3), 65-88.
60. Schweiger, J., Edelhoff, D., & Güth, J. F. (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010.
61. Katreva, I., Dikova, T., Abadzhiev, M., Tonchev, T., Dzhendov, D., Simov, M., & Doychinova, M. (2016). 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. *Scripta Scientifica Medicinæ Dentalis*, 2(1), 7-11.
62. Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12.
63. Jasveer, S., & Jianbin, X. (2018). Comparison of different types of 3D printing technologies. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 8(4), 1-9.
64. Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158.
65. Türk, A. G., Dündar Çömlekoğlu, M., & Çömlekoğlu, M. E. (2022). Eklemeli bilgisayar destekli üretim yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 43(Dijital Diş Hekimliği Özel Sayı), 85-94.
66. Hofmann, M. (2014). 3D printing gets a boost and opportunities with polymer materials. *ACS Macro Letters*, 3(4), 382-386.
67. 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.
68. Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive technology: Update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156-163.
69. Jasiuk, I., Abueidda, D. W., Kozuch, C., Pang, S., Su, F. Y., & McKittrick, J. (2018). An overview on additive manufacturing of polymers. *Journal of The Minerals, Metals & Materials Society*, 70(3), 275-283.
70. Huang, S. H., Liu, P., Mokasdar, A., & Hou, L. (2013). Additive manufacturing and its societal impact: A literature review. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 67(5), 1191-1203.
71. Ersu, B., Yüzügüllü, B., & Canay, Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(2), 58-72.

72. Pak, H. S., Han, J. S., Lee, J. B., Kim, S. H., & Yang, J. H. (2010). Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(2), 33-38.
73. Foster, L. V. (1990). Failed conventional bridge work from general dental practice: Clinical aspects and treatment needs of 142 cases. *British Dental Journal*, 168(5), 199-201.
74. Gardner, F. M. (1982). Margins of complete crowns-literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 48(4), 396-400.
75. McLean, J. W. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 131(3), 107-111.
76. Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K., & Walter, M. H. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(4), 419-424.
77. Son, K., Lee, S., Kang, S. H., Park, J., Lee, K. B., Jeon, M., & Yun, B. J. (2019). A comparison study of marginal and internal fit assessment methods for fixed dental prostheses. *Journal of Clinical Medicine*, 8(6), 785-802.
78. Sasov, & Dyck, V. (1998). Desktop X-ray microscopy and microtomography. *Journal of Microscopy*, 191(2), 151-158.
79. Borba, M., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Della Bona, Á. (2011). Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental Materials*, 27(11), 1119-1126.
80. Amet, E. M., & Phinney, T. L. (1995). Fixed provisional restorations for extended prosthodontic treatment. *Journal of Oral Implantology*, 21(3), 201-206.
81. Bunni, J. (1991). Preprosthetic orthodontic preparation and Branemark implants. *Les Cahiers de Prothese*, (75), 60-68.
82. Caputi, S., Traini, T., Paciaffi, E., & Murmura, G. (2000). Provisional gold-resin restoration executed through an indirect-direct procedure: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(2), 125-128.
83. Rayyan, M. M., Aboushelib, M., Sayed, N. M., Ibrahim, A., & Jimbo, R. (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 414-419.
84. Nejatidanesh, F., Lotfi, H. R., & Savabi, O. (2006). Marginal accuracy of interim restorations fabricated from four interim autopolymerizing resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(5), 364-367.
85. Elbadawy, A. A., Omar, E. A., & AbdElaziz, M. H. (2022). Micro-CT evaluation for CAD/CAM occlusal veneer fit using two materials and three cement space settings. *Brazilian Dental Journal*, 33(4), 71-78.

86. 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.
87. Weaver, J. D., Johnson, G. H., & Bales, D. J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(6), 747-753.
88. Syu, J. Z., Byrne, G., Laub, L. W., & Land, M. F. (1993). Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 6(1), 25-30.
89. Alt, V., Hannig, M., Wöstmann, B., & Balkenhol, M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 27(4), 339-347.
90. Aldahian, N., Khan, R., Mustafa, M., Vohra, F., & Alrahlah, A. (2021). Influence of conventional, CAD-CAM, and 3D printing fabrication techniques on the marginal integrity and surface roughness and wear of interim crowns. *Applied Sciences*, 11(19), 8964-8983.
91. Falahchai, M., Rahimabadi, S., Khabazkar, G., Babae Hemmati, Y., & Neshandar Asli, H. (2022). Marginal and internal fit and fracture resistance of three-unit provisional restorations fabricated by additive, subtractive, and conventional methods. *Clinical and Experimental Dental Research*, 8(6), 1404-1412.
92. Komine, F., Iwai, T., Kobayashi, K., & Matsumura, H. (2007). Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dental Materials Journal*, 26(5), 659-664.
93. 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.
94. Goodacre, C. J., Campagni, W. V., & Aquilino, S. A. (2001). Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(4), 363-376.
95. 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.
96. Tiu, J., Al-Amleh, B., Waddell, J. N., & Duncan, W. J. (2015). Clinical tooth preparations and associated measuring methods: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(3), 175-184.
97. Dreyer, K., & Jørgensen. (1955). The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 13(1), 35-40.
98. Dykema, R. W., Goodacre, C. J., Phillips, R. W., & Johnston, J. F. (1986). *Johnston's Modern Practice In Fixed Prosthodontics*. Philadelphia: WB Saunders Company, 236-241.

99. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (4th Edition). St. Louis: Mosby, 323-327.
100. Marghalani, T. Y. (2016). Frequency of undercuts and favorable path of insertion in abutments prepared for fixed dental prostheses by preclinical dental students. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(4), 564-569.
101. Beuer, F., Aggstaller, H., Richter, J., Edelhoff, D., & Gernet, W. (2009). Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence International*, *40*(3), 243-250.
102. Beuer, F., Edelhoff, D., Gernet, W., & Naumann, M. (2008). Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dental Materials Journal*, *27*(6), 814-820.
103. Oyagüe, R. C., Sánchez-Jorge, M. I., & Turrión, A. S. (2010). Influence of CAD/CAM scanning method and tooth-preparation design on the vertical misfit of zirconia crown copings. *American Journal of Dentistry*, *23*(6), 341-346.
104. 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 Odontologica Scandinavica*, *66*(4), 214-218.
105. Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T., & Wakabayashi, K. (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, *16*(3), 244-248.
106. Nakamura, T., Tanaka, H., Kinuta, S., Akao, T., Okamoto, K., Wakabayashi, K., & Yatani, H. (2005). In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dental Materials Journal*, *24*(3), 456-459.
107. Annerstedt, A. L., Engström, U., Hansson, A., Jansson, T., Karlsson, S., Liljhagen, H., & Wandel, U. (1996). Axial wall convergence of full veneer crown preparations Documented for dental students and general practitioners. *Acta Odontologica Scandinavica*, *54*(2), 109-112.
108. Sato, T., Mutawa, N. A., Okada, D., & Hasegawa, S. (1998). A clinical study on abutment taper and height of full cast crown preparations. *Journal of Medical and Dental Sciences*, *45*(3), 205-210.
109. Suárez, M. J., Villaumbrosia, D., González, P., Pradies, G., & Lozano, J. F. (2003). Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*, *16*(3), 229-232.
110. Gavelis, J. R., Morency, J. D., Riley, E. D., & Sozio, R. B. (2004). The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(1), 1-7.
111. Shillingburg, H. T., Hobo, S., & Fisher, D. W. (2003). Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *89*(6), 527-532.

112. Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., & Carossa, S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(6), 585-590.
113. Wöstmann, B., Blößer, T., Gouentenoudis, M., Balkenhol, M., & Ferger, P. (2005). Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *Journal of Dentistry*, 33(7), 611-618.
114. Comlekoglu, M., Dundar, M., Özcan, M., Gungor, M., Gokce, B., & Artunc, C. (2009). Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Operative Dentistry*, 34(5), 586-592.
115. Ferrari Cagidiaco, E., Discepoli, N., Goracci, C., Carboncini, F., Vigolo, P., & Ferrari, M. (2019). Randomized Clinical Trial on Single Zirconia Crowns with Feather-Edge vs Chamfer Finish Lines: Four-Year Results. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 39(6), 817-826.
116. Jalalian, E., & Aletaha, N. S. (2011). The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram: an in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(2), 121-125.
117. Kane, L. M., Chronaios, D., Sierraalta, M., & George, F. M. (2015). Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 680-685.
118. Nagarkar, S. R., Perdigao, J., Seong, W. J., & Theis-Mahon, N. (2018). Digital versus conventional impressions for full-coverage restorations: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Dental Association*, 149(2), 139-147.
119. Mandelli, F., Gherlone, E., Gastaldi, G., & Ferrari, M. (2017). Evaluation of the accuracy of extraoral laboratory scanners with a single-tooth abutment model: A 3D analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(4), 363-370.
120. Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., & Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*, 17, 1201-1208.
121. Tsirogiannis, P., Reissmann, D. R., & Heydecke, G. (2016). Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 328-335.
122. Chochlidakis, K. M., Papaspyridakos, P., Geminiani, A., Chen, C. J., Feng, I. J., & Ercoli, C. (2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 184-190.
123. Berrendero, S., Salido, M. P., Ferreira, A., Valverde, A., & Pradies, G. (2019). Comparative study of all-ceramic crowns obtained from conventional and digital impressions: clinical findings. *Clinical Oral Investigations*, 23, 1745-1751.
124. Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., & Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization

- with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(3), 471-478.
125. Vandeweghe, S., Vervack, V., Vanhove, C., Dierens, M., Jimbo, R., & De Bruyn, H. (2015). Accuracy of optical dental digitizers: an in vitro study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 35(1), 115-121.
 126. Vlaar, S. T., & van der Zel, J. M. (2006). Accuracy of dental digitizers. *International Dental Journal*, 56(5), 301-309.
 127. Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: A review. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 35-41.
 128. Paffenbarger, G. C., & Beall, J. R. (1937). American dental association specification no. 8 for dental zinc phosphate cement. *Journal of the American Dental Association and The Dental Cosmos*, 24(12), 2019-2023.
 129. Belser, U. C., MacEntee, M. I., & Richter, W. A. (1985). Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 53(1), 24-29.
 130. Fonseca, J. C., Henriques, G. E. P., Sobrinho, L. C., & de Góes, M. F. (2003). Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dental Materials*, 19(7), 686-691.
 131. Zarauz, C., Valverde, A., Martinez-Rus, F., Hassan, B., & Pradies, G. (2016). Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clinical Oral Investigations*, 20(4), 799-806.
 132. Sulaiman, F., Chai, J., & Wozniak, W. T. (1997). A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 478-484.
 133. Vojdani, M. A., Torabi, K. A., Farjood, E. B., & Khaledi, A. A. R. (2013). Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax up techniques. *Journal of Dentistry*, 14(3), 118-129.
 134. Şeker, E., Ozcelik, T. B., Rathi, N., & Yilmaz, B. (2016). Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 47-51.
 135. McLaren, E. A., & Terry, D. A. (2002). CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 23(7), 637-654.
 136. Pak, H. S., Han, J. S., Lee, J. B., Kim, S. H., & Yang, J. H. (2010). Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(2), 33-38.

137. Gonzalo, E., Suárez, M. J., Serrano, B., & Lozano, J. F. (2009). A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(6), 378-384.
138. Özcelik, T. B., Yılmaz, B., Şeker, E., & Shah, K. (2018). Marginal adaptation of provisional CAD/CAM restorations fabricated using various simulated digital cement space settings. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(5), 1064-169.
139. Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(6), 441-447.
140. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 155-162.
141. Euán, R., Figueras-Álvarez, O., Cabratosa-Termes, J., Brufau-de Barberà, M., & Gomes-Azevedo, S. (2012). Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(4), 291-295.
142. 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.
143. Al Wadei, M. H. D., Sayed, M. E., Jain, S., Aggarwal, A., Alqarni, H., Gupta, S. G., & Gharawi, M. M. (2022). Marginal Adaptation and Internal Fit of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM-Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Coatings*, 12(11), 1777-1810.
144. 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.
145. Plant, C. G., Jones, D. W., & Darvell, B. W. (1974). The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *British Dental Journal*, 137(6), 233-238.
146. Alharbi, N., Alharbi, S., Cuijpers, V. M., 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.
147. Park, J. Y., Lee, J. J., Bae, S. Y., Kim, J. H., & Kim, W. C. (2016). In vitro assessment of the marginal and internal fits of interim implant restorations fabricated with different methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(4), 536-542.
148. 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*, 28(6), 635-642.

149. Sidhom, M., Zaghoul, H., Mosleh, I. E. S., & Eldwakhly, E. (2022). Effect of different CAD/CAM milling and 3D printing digital fabrication techniques on the accuracy of PMMA working models and vertical marginal fit of PMMA provisional dental prosthesis: an in vitro study. *Polymers*, *14*(7), 1285-1304.
150. Karasan, D., Legaz, J., Boitelle, P., Mojon, P., Fehmer, V., & Sailer, I. (2022). Accuracy of Additively Manufactured and Milled Interim 3-Unit Fixed Dental Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, *31*(1), 58-69.
151. Thakare, A., Ramesh, S., Patil, V., Meenakshi, S., Ramu, R., & Byakodi, R. (2022). Comparative evaluation of internal and marginal fit of interim crowns fabricated by CAD/CAM milling and two different 3D printing systems-An in vitro study. *Materials Today: Proceedings*, *57*(2), 1-9.
152. Al Deeb, L., Al Ahdal, K., Alotaibi, G., Alshehri, A., Alotaibi, B., Alabdulwahab, F., & Abduljabbar, T. (2019). Marginal integrity, internal adaptation and compressive strength of 3D printed, computer aided design and computer aided manufacture and conventional interim fixed partial dentures. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, *9*(12), 1745-1750.
153. Dikova, T. (2019). Production of high-quality temporary crowns and bridges by stereolithography. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis*, *5*(1), 33-38.
154. Park, J. M., Hong, Y. S., Park, E. J., Heo, S. J., & Oh, N. (2016). Clinical evaluations of cast gold alloy, machinable zirconia, and semiprecious alloy crowns: A multicenter study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(6), 684-691.
155. Shamseddine, L., Mortada, R., Rifai, K., & Chidiac, J. J. (2016). Marginal and internal fit of pressed ceramic crowns made from conventional and computer-aided design and computer-aided manufacturing wax patterns: An in vitro comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(2), 242-248.
156. Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, *32*(1), 54-64.
157. Park, S. M., Park, J. M., Kim, S. K., Heo, S. J., & Koak, J. Y. (2020). Flexural strength of 3D-printing resin materials for provisional fixed dental prostheses. *Materials*, *13*(18), 3970-3984.
158. Finnes, T. (2015). High definition 3d printing-comparing sla and fdm printing technologies. *The Journal of Undergraduate Research*, *13*(1), 10-26.
159. Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*. 2014:783948. doi:10.1155/2014/783948.
160. Huang, G., Wu, L., Hu, J., Zhou, X., He, F., Wan, L., & Pan, S. T. (2022). Main applications and recent research progresses of additive manufacturing in dentistry. *BioMed Research International*, 1-26.

161. Moon, W., Kim, S., Lim, B. S., Park, Y. S., Kim, R. J. Y., & Chung, S. H. (2021). Dimensional accuracy evaluation of temporary dental restorations with different 3D printing systems. *Materials*, *14*(6), 1487-1496.
162. Dikova, T. D., Dzhendov, D. A., Ivanov, D., & Bliznakova, K. (2018). Dimensional accuracy and surface roughness of polymeric dental bridges produced by different 3D printing processes. *Archives of Materials Science and Engineering*, *94*(2), 65-75.
163. Khanlar, L. N., Francis, C., Basir Barmak, A., Rios, A. L. S., Ashtiani, R. E., & Zandinejad, A. (2023). Effect of a new support design on the marginal and internal gap of additively manufactured interim crowns using direct light deposition technology. *Journal of Prosthodontics*. <https://doi.org/10.1111/jopr.13688>
164. 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. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *12*(4), 225-232.
165. 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.
166. 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), 2533-2546.
167. Zinelis, S. (2009). Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *European Journal of Esthetic Dentistry*, *4*(3), 278-289.
168. Seo, D., Yi, Y., & Roh, B. (2009). The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, *37*(5), 374-382.
169. Chen, X., Cuijpers, V. M. J. I., Fan, M. W., & Frencken, J. E. (2012). Validation of micro-CT against the section method regarding the assessment of marginal leakage of sealants. *Australian Dental Journal*, *57*(2), 196-199.
170. Swain, M. V., & Xue, J. (2009). State of the art of micro-CT applications in dental research. *International Journal of Oral Science*, *1*(4), 177-188.
171. Borba, M., Miranda Jr, W. G., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Bona, A. D. (2013). Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Brazilian Oral Research*, *27*(5), 396-402.
172. Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilinejad, F., Alihemmati, M., & Van Noort, R. (2011). Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, *20*(7), 535-540.

173. Schaefer, O., Schmidt, M., Goebel, R., & Kuepper, H. (2012). Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(3), 165-172.
174. Feldkamp, L. A., Goldstein, S. A., Parfitt, M. A., Jesion, G., & Kleerekoper, M. (1989). The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *Journal of Bone and Mineral Research*, 4(1), 3-11.
175. Landis, E. N., & Keane, D. T. (2010). X-ray microtomography. *Materials Characterization*, 61(12), 1305-1316.
176. Stappert, C. F. J., Dai, M., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., & Strub, J. R. (2004). Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*, 196(12), 766-770.
177. Okutan, M., Heydecke, G., Butz, F., & Strub, J. R. (2006). Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(11), 827-832.
178. Beschmidt, S. M., & Strub, J. R. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(7), 582-593.
179. Hung, S. H., Hung, K. S., Eick, J. D., & Chappell, R. P. (1990). Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(1), 26-31.
180. Kern, M., Schaller, H. G., & Strub, J. R. (1993). Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *International Journal of Prosthodontics*, 6(6), 585-591.
181. Balkenhol, M., Knapp, M., Feger, P., Heun, U., & Wöstmann, B. (2008). Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. *Dental Materials*, 24(11), 1575-1584.
182. Patras, M., Naka, O., Doukoudakis, S., & Pissiotis, A. (2012). Management of provisional restorations' deficiencies: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24(1), 26-38.
183. Peng, C. C., Chung, K. H., & Ramos Jr, V. (2020). Assessment of the adaptation of interim crowns using different measurement techniques. *Journal of Prosthodontics*, 29(1), 87-93.
184. Mohajeri, M., Khazaei, S., Vafae, F., Firouz, F., Gholiabad, S. G., & Shisheian, A. (2021). Marginal fit of temporary restorations fabricated by the conventional chairside method, 3d printing, and milling. *Frontiers in Dentistry*, 18(31), 1-6.
185. Kim, D. Y., Jeon, J. H., Kim, J. H., Kim, H. Y., & Kim, W. C. (2017). Reproducibility of different arrangement of resin copings by dental microstereolithography: Evaluating the marginal discrepancy of resin copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 260-265.

186. Magne, P., Gallucci, G. O., & Belser, U. C. (2003). Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 453-461.





ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KAVAFOĞLU YILMAZ, Bahar
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Kırıkkale Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Sami Yangın Anadolu Lisesi	2013

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2020-halen	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Araştırma görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Tamam E, Kavafoğlu Yılmaz B. “**İmplant Koruyuculu Okluzyon**”. Gökalp H, Editör. Temporomandibular Eklem ve Okluzyon. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri Yayınevi, Ankara, ss.75-82, 2022.

Kavafoğlu Yılmaz B., Gönder A., Tamam E., “Anterior Bölge İmplant Destekli Sabit Protezlerde Yumuşak Doku Konturunun Oluşturulması ve Silikon Replika Dayanak ile Ekstraoral Simantasyon Tekniği: Olgu Sunumu.” Necmettin Erbakan Üniversitesi 2. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Konya, Türkiye, 01-03 Ekim 2022



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..