T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EKLEMELİ ve EKSİLTMELİ OLARAK ÜRETİLEN OVERLAY RESTORASYONLARDA GÖRÜLEN MİKROSIZINTININ İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

DT. Melike Nur YÜKSEL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA/2025

T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EKLEMELİ ve EKSİLTMELİ OLARAK ÜRETİLEN OVERLAY RESTORASYONLARDA GÖRÜLEN MİKROSIZINTININ İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

DT. Melike Nur YÜKSEL

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ
ANKARA/2025

BEYAN

Mevcut tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, 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 çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, mevcut tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Melike Nur YÜKSEL

17.04.2025

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, eklemeli ve eksiltmeli sistemlerle üretilen overlay restorasyonlarda oluşabilecek mikrosızıntının in-vitro olarak incelenmesidir. Üç farklı üretim tekniği (eksiltmeli ve 2 çeşit eklemeli sistem) ile elde edilen ve iki farklı rezin siman ile simante edilen overleylerde oluşabilecek mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığına dair sıfır hipotezi kurulmuştur.

Materyal ve Metod: İn-vitro olarak yürütülen bu çalışmada 66 adet molar diş kullanıldı ve dişlerde çürük, çatlak veya restorasyon olmamasına dikkat edildi. Sınırları mezial ve distalde mine-sement birleşiminin 1 mm üzerinde olan bir overlay preparasyonu yapıldı. Dişler 2 farklı eklemeli (DLP ve SLA) ve 1 eksiltmeli yöntem ile üretilen overlay restorasyonların yerleştirileceği rastgele 3 gruba ayrıldı. Her grup ise kendi içinde iki farklı rezin siman (G-Cem One ve Panavia Universal) ile simante edilecek şekilde 2 alt gruba ayrıldı (n=11). Restorasyonların üretimi ve simantasyonundan sonra dişler termal siklusa tabi tutuldu (5000 siklus). Hazırlanan örnekler ışık geçirmeyen ortamda %0,5'lik bazik fuksin solüsyonu içerisinde 24 saat bekletildi. Daha sonra dişler Micracut 202 hassas kesim cihazı ile su soğutması altında meziodistal yönde 2 eşit parçaya ayrıldı. Kesitler stereomikroskop (Zeiss Axiocam 503 Color) altında incelenerek dişler ve restorasyonlar arasındaki boya sızıntısı skorlandı. Boyanın en derin penetrasyonuna sahip olan bölüm, stereomikroskop altında 6 puanlık (0-5) bir ölçeğe göre incelenerek belirlendi.

Bulgular: Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak belirlenmiş olup; $p<0,05$ için istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Çalışmamızda, eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemlerinin kendi arasında, materyallere göre ve simanlara göre mezial basamaktaki, distal basamaktaki ve ortalama mikrosızıntı miktarları karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda, mezial basamakta, distal basamakta ve bunların ortalaması alındığında; nanohibrit seramik bloktan (GC Cerasmart 270) CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilip rezin siman (GC G-Cem One) ile simante edilen grup en düşük mikrosızıntı değerlerini göstermiştir. En yüksek mikrosızıntı değerlerini gösteren grup ise daimi reçineden (Saremco Print-Crowntec reçine) eklemeli DLP yöntem ile Asiga Max UV cihazında üretilip rezin siman (Panavia SA Universal adeziv siman) ile simante edilen gruptur ($p<0,05$).

Sonuç: Çalışmamızın sonuçlarına göre sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çalışmamızda, nanohibrit seramik bloktan (GC Cerasmart 270) CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilip rezin siman (GC G-Cem One self adeziv rezin siman) ile simante edilen grup en düşük mikrosızıntı değerlerini göstermiştir. En yüksek mikrosızıntı değerlerini gösteren grup ise daimi 3B reçineden (Saremco Print-Crowntec reçine) eklemeli DLP yöntem ile Asiga Max UV cihazında üretilip universal adeziv rezin siman (Panavia SA Universal) ile simante edilen gruptur ($p<0,05$). Kullandığımız iki adeziv rezin simandan en fazla mikrosızıntı gösteren universal adeziv rezin simandır (Panavia SA Universal). Hiçbir üretim yöntemi ve materyal diş-restorasyon arayüzünde gözlenen mikrosızıntının tamamen elimine edilmesini sağlayamamıştır.

Anahtar Kelimeler: Adeziv rezin siman, CAD/CAM, Eklemeli üretim, Eksiltmeli üretim, Mikrosızıntı

ABSTRACT

Objective: The aim of this study is to investigate in vitro the microleakage that may occur in overlay restorations produced with additive and subtractive systems. The null hypothesis was established that there is no statistically significant difference between the microleakage values that may occur in overlays obtained with three different production techniques (subtractive and 2 types of additive systems) and cemented with two different resin cements.

Materials and Methods: In this in-vitro study, 66 molars were used and the teeth were free of caries, cracks or restorations. An overlay preparation was made with borders 1 mm above the enamel-cementum junction mesially and distally. The teeth were randomly divided into 3 groups in which 2 different additive (DLP and SLA) and 1 subtractive overlay restorations were placed. Each group was divided into 2 subgroups to be cemented with two different resin cements (G-Cem One and Panavia Universal) (n=11). After fabrication and cementation of the restorations, the teeth were subjected to thermal cycling (5000 cycles). The prepared specimens were kept in 0.5% basic fuchsin solution for 24 hours in a light-proof environment. The teeth were then cut into 2 equal sections in the mesiodistal direction under water cooling with a Micracut 202 precision cutting device. The sections were examined under Zeiss Axiocam 503 Color Stereomicroscope and the dye leakage between the teeth and restorations was scored. The section with the deepest penetration of the dye was identified by examining it under the stereomicroscope according to a 6-point (0-5) scale.

Results: Analysis results are presented as frequency and percentage. While interpreting the results, the significance level was determined as $p<0.05$; $p<0.05$ was considered statistically significant. In our study, the amounts of microleakage in the mesial step, distal step and average were compared between additive and subtractive production methods, according to materials and cements. In our study, the group produced from Cerasmart block by CAD/CAM milling method and cemented with G-Cem One resin cement showed the lowest microleakage values in the mesial step, distal step and their average. The group with the highest microleakage values was the group produced from Crowntec resin with the additive DLP method in Asiga Max UV

device and cemented with Panavia SA resin cement ($p<0.05$). There was no significant difference between the group cemented with G-cem one resin cement, produced with the subtractive method from Cerasmart block and the group produced with the additive SLA method from Permanent Crown resin in Formlabs Form 3B device when the values at the mesial and distal were averaged ($p>0.05$).

Conclusion: According to the results of our study, the null hypothesis was rejected. In our study, the group produced from Cerasmart 270 block by CAD/CAM milling method and cemented with G-Cem One resin cement showed the lowest microleakage values. The group with the highest microleakage values was the group produced from Crowntec resin with the additive DLP method in Asiga Max UV device and cemented with Panavia SA resin cement ($p<0.05$). Of the two adhesive resin cements we used, Panavia SA Universal adhesive resin cement showed the highest microleakage. No production method and material could completely eliminate the microleakage observed at the tooth-restoration interface.

Keywords: Additive manufacturing, Adhesive resin cement, CAD/CAM, Microleakage, Subtractive manufacturing

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini hissettiğim, her zaman kıymetli zamanını ayırıp samimiyeti, güler yüzü ve ilgisi ile değerli bilgilerini paylaşan hem eğitimime hem meslek hayatıma katkıda bulunan değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU'na,

Akademik hayatım süresince bana her konuda desteğini sunan hocam Doç. Dr. Numan AYDIN'a,

Eğitimim boyunca desteklerini her zaman hissettiğim ve eğitimime olan katkılarından dolayı Gülhane Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Fulya TOKSOY TOPÇU, Doç. Dr. Elif Aybala OKTAY ve Dr. Öğr. Üyesi Bilge ERSÖZ'e,

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda beraber çalıştığım asistan arkadaşlarım, her zaman yanımda hissettiğim ve uzmanlık dönemimi keyifli hale getiren Arş. Gör. Dt. İrem Kübra ÇAL'a, Uzm. Dt. Tuğba ÖZ ESEN'e ve Arş. Gör. Dt. Fatma ÖZTÜRK TUNÇEL'e,

Her anımda yanımda ve en büyük destekçim olan sevgili eşim Ahmet Onur KIYAKLI'ya,

Tüm hayatımı ve Ankara'yı anlamlı hale getiren sevgili kardeşim Eczacı İlayda YÜKSEL'e,

Bu günlere gelmemde maddi ve manevi çok büyük katkıları olan, varlıklarıyla her zaman bana destek olan ve tüm eğitim hayatım boyunca her konuda benim yanımda olan kıymetli annem Nurşen YÜKSEL'e, kıymetli babam Suat YÜKSEL'e ve canım kardeşim Elif Serra YÜKSEL'e teşekkür ederim.

Bu çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi BAP Koordinatörlüğü tarafından 2024/060 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **iv**

ABSTRACT ..... **vi**

TEŞEKKÜR ..... **viii**

İÇİNDEKİLER ..... **ix**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **xi**

TABLOLAR DİZİNİ ..... **xiii**

ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **xiv**

1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**

2. GENEL BİLGİLER **5**

2.1. CAD/CAM (BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/ BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM) SİSTEMLERİ 8

2.1.1. CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi 8

2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri ve İş Akışı 10

2.1.3. CAD/CAM Üretim Yöntemleri 11

2.2. Eklemeli ve Eksiltmeli Üretim Yöntemlerinde Kullanılan Materyaller 21

2.2.1. Eksiltmeli Üretim Sisteminde Kullanılan Materyaller 21

2.2.2. Eklemeli Üretim Yönteminde Kullanılan Materyaller 27

2.3. Yapıştırma Simanları 29

2.3.1. Rezin Simanlar 30

2.3.2. Adezyon Mekanizmalarına Göre Adeziv Simanlar 32

2.4. Mikrosızıntı 33

2.4.1. Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri 33

3. GEREÇ VE YÖNTEM **37**

3.1. DİŞLERİN TOPLANMASI VE HAZIRLANMASI 37
3.2. DİŞLERİN PREPARASYONU 38
3.3. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI 40
3.4. ÖLÇÜ AŞAMASI ve İNDİREKT RESTORASYONLARIN ÜRETİMİ 41
3.5. YÜZEY İŞLEMLERİ ve İNDİREKT OVERLAY RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU 48
3.6. TERMAL SİKLUS YAŞLANDIRMA İŞLEMİ 52
3.7. ÖRNEKLERİN RENKLENDİRİCİ SOLÜSYONDA BEKLETİLMESİ 53
3.8. ÖRNEKLERDEN KESİT ALINMASI 53
3.9. MİKROSIZINTININ DEĞERLENDİRİLMESİ 55
3.10. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 56
4. BULGULAR 58
4.1. STEREOMİKROSKOP GÖRÜNTÜLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 58
4.2. TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ 60
5. TARTIŞMA 71
5.1. METODOLOJİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 71
5.2. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ 84
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 96
6.1. SONUÇLAR 96
6.2. ÖNERİLER 96
KAYNAKLAR 98

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
>	: Büyüktür
<	: Küçüktür
3D	: 3 Dimensional
4-META	: 4-metakriloksi-etil trimellitat anhidrit
°	: Derece
°C	: Santigrad derece
µm	: Mikrometre
ABS	: Akrilonitril-bitadien-stiren
Bis-EMA	: Etoksilat bisfenol A-dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A glisildimetakrilat
Bis-MEPP	: Bismethacryloxyethoxydiphenylpropane
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Bilgisayar Destekli Dizayn/Tasarım
CAD/CAM	: Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim
C Factor	: Konfigürasyon faktörü
CNC	: Computer Numerical Control/ Sayısal Kontrollü Bilgisayar
DLP	: Dijital Işık İşleme
DMA	: Dimetakrilat
DMLS	: Doğrudan metal lazer sinterleme
GDMA	: Gliserol dimetakrilat
HEMA	: Hidroksiletil metakrilat
HP	: Hızlı prototipleme
ISO	: International Organization for Standardization
LED	: Light-Emitting Diode
LFS	: Düşük güçlü stereolitografi
MDP	: Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat
MJF	: Multijet füzyon
mm	: milimetre
p	: Anlamlılık düzeyi

PEEK	: Poliariletereterketon
PICN	: Polimer infiltreli seramik ağ malzemeleri
PLA	: Polilaktikasit
PMMA	: Polimetil metakrilat
Sn	: Saniye
SLA	: Stereolitografi
SLS	: Seçici lazer sinterleme
STL	: Standart mozaikleme dili
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
TMPTMA	: Trimetiloilpropan trimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
Y-TZP	: Yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristal

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1 Kullanım alanlarına göre CAD/CAM sistemleri 13
Tablo 2.2 Diş hekimliğinde en sık kullanılan eklemeli üretim yöntemlerinin avantajları ve dezavantajları..... 19
Tablo 2.3 Bazı firmalara ait CAD/CAM bloklar, materyal çeşidi ve endikasyonları 21
Tablo 2.4 Eklemeli üretimde kullanılan materyaller, avantajları ve üretim süreci 27
Tablo 2.5 Çeşitli 3B üretim yöntemleri için orijinal ekipman üreticileri (OEM), kullanılan üretim teknolojisi ve kullanılan malzemenin çeşitleri 29
Tablo 3.1 Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri 37
Tablo 4.1 G-Cem One ile simante edilen overlay restorasyonların mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları 61
Tablo 4.2 Panavia Universal ile simante edilen overlay restorasyonların mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları 62
Tablo 4.3 G-Cem One ile simante edilen overlay restorasyonların distal basamaktaki mikrosızıntı skorları 64
Tablo 4.4 Panavia Universal ile simante edilen overlay restorasyonların distal basamaktaki mikrosızıntı skorları 65
Tablo 4.5 Simandan bağımsız mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları 66
Tablo 4.6 Simandan bağımsız distal basamaktaki mikrosızıntı skorları 67
Tablo 4.7 Mezialdeki mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarının (SS) karşılaştırılması 68
Tablo 4.8 Distaldeki mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarının (SS) karşılaştırılması 69
Tablo 4.9 Ortalama mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarının (SS) karşılaştırılması 69

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 CAD/CAM ve 3B üretim yönteminin iş akış şeması 11
Şekil 2.2 Farklı frezeleme eksenlerini gösteren şematik diyagram 11
Şekil 2.3 Diş hekimliğinde kullanılan eklemeli üretim yöntemleri 16
Şekil 2.4 Stereolitografi (SLA/SLG) 3B üretim yönteminin prototip gösterimleri ... 17
Şekil 2.5 Dijital ışık işleme (DLP) 3B üretimin prototip gösterimi 18
Şekil 2.6 CAD-CAM materyallerinin sınıflandırılması 22
Şekil 3.1 Dişlerin temizlenmesi 38
Şekil 3.2 Dişlerin mine sement seviyesinin altındaki tüm kök yüzeylerinin tırnak cilasıyla kaplanması 38
Şekil 3.3 Preparasyonda kullanılan dik açılı silindirik elmas frez 39
Şekil 3.4 Prepare edilen dişin bukkal(a) ve lingual(b) yönlerden görünümü 39
Şekil 3.5 Prepare edilen dişin mezial(a) ve distal(b) yönlerden görünümü 39
Şekil 3.6 Prepare edilen dişin oklüzal yönden görünümü 40
Şekil 3.7 Deney gruplarının şematik gösterimi 40
Şekil 3.8 3Shape Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarama cihazı 41
Şekil 3.9 Tasarlanan overlay restorasyonların dataları 42
Şekil 3.10 Asiga Max (Asiga, Sidney, Avustralya) U.V 3D yazıcı cihazı (a) ve Crowntec A2, (Saremco) sıvı reçine (b) 43
Şekil 3.11 Labolight DUO (GC, Japonya) polimerizasyon ünitesi 43
Şekil 3.12 Tasarımı yapılan overlaylerin dataları 44
Şekil 3.13 Formlabs Form 3B+ (Form 3B+, Formlabs, ABD) cihazı (a) ve Permanent Crown A2 (Formlabs,ABD) reçine (b) 44
Şekil 3.14 Form Wash (Formlabs, Çin) ünitesi 45
Şekil 3.15 Form Cure (Formlabs, Çin) polimerizasyon ünitesi 45
Şekil 3.16 VHF Z4 (VHF (Ammerbuch, Almanya) CAD-CAM CNC cihazı 46
Şekil 3.17 GC Cerasmart 270 nanohibrit blok 46
Şekil 3.18 Dişin taranması aşaması 47
Şekil 3.19 Diş üzerine overlay restorasyonun tasarlanması aşaması 47
Şekil 3.20 Kazıma işlemi tamamlandıktan sonra, overlay restorasyonun bloktan ayrılmadan önceki hali 47
Şekil 3.21 AquaCare Twin - Airflow ve ağız içi kumlama cihazı 48

Şekil 3.22 53 µm alüminyum oksit tozu 48
Şekil 3.23 Dişlerin prepare edilmiş mine ve dentin yüzeylerine K-Etchant %37'lik ortofosforik asit uygulanması 49
Şekil 3.24 GCem-One adeziv rezin siman 49
Şekil 3.25 G-Multi Primer ve G-Cem One Adhesive Enhancing Primer 50
Şekil 3.26 Restorasyon iç yüzeyine G-Multi Primer uygulaması (a), dişin prepare edilmiş yüzeyine G-Cem One Adhesive Enhancing Primer uygulanması (b) 50
Şekil 3.27 Panavia SA Cement Plus Universal adeziv rezin siman 51
Şekil 3.28 Tüm grupların simantasyondan sonraki fotoğrafı 51
Şekil 3.29 Thermocycler(SD Mechatronik GMHB, Westerham, Almanya) cihazı ... 52
Şekil 3.30 Termal döngünün 5000 siklusa ayarlanması 52
Şekil 3.31 Micracut 202 hassas kesim cihazı 53
Şekil 3.32 Örneğin makineye yerleştirilmesi ve kesit alınacak yerin lazer ile hizalanması 54
Şekil 3.33 Otopolimerizan akrilik rezin içine gömülmüş ve kesit alınmış örnek 54
Şekil 3.34 Zeiss Axiocam 503 Color Stereomikroskop 55
Şekil 3.35 Mikrosızıntı değerlerinin skorlanması için örnek alınan görsel 56
Şekil 3.36 G*Power Version 3.1.9.4 programı Power Analizi ekran görüntüsü 56
Şekil 4.1 Mikrosızıntı skorlamasında "0" değeri alan örnek 58
Şekil 4.2 Mikrosızıntı skorlamasında "1" değeri alan örnek 58
Şekil 4.3 Mikrosızıntı skorlamasında "2" değeri alan örnek 59
Şekil 4.4 Mikrosızıntı skorlamasında "3" değeri alan örnek 59
Şekil 4.5 Mikrosızıntı skorlamasında mezialde "4" distalde "5" değeri alan örnek.. 60
Şekil 4.6 G-Cem One ile simante edilen overlay restorasyonların mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları 62
Şekil 4.7 Panavia Universal ile simante edilen overlay restorasyonların mezial 63
Şekil 4.8 G-Cem One ile simante edilen overlay restorasyonların distal basamaktaki mikrosızıntı skorları 64
Şekil 4.9 Panavia SA ile simante edilen overlay restorasyonların distal basamaktaki mikrosızıntı skorları 65
Şekil 4.10 Simandan bağımsız mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları 66
Şekil 4.11 Simandan bağımsız distal basamaktaki mikrosızıntı skorları 67

Şekil 4.12 Mezialdeki mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarına (SS) göre hata paylarının karşılaştırılması 68
Şekil 4.13 Distaldeki mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarına (SS) göre hata paylarının karşılaştırılması. 69
Şekil 4.14 Ortalama mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarına (SS) göre hata paylarının karşılaştırılması 70

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin önemli konularından biri kaybedilmiş diş dokularının bütünlüğünün, fonksiyon ve fonasyonun iadesi ile estetiğin sağlanmasıdır. Madde kaybı olan dişler direkt ve indirekt restoratif yöntemlerle tedavi edilebilir.

Direkt restorasyonlar, amalgam ve kompozit rezin gibi materyaller ile hasta başında, intraoral olarak yapılan restorasyonlardır. Son yıllarda, posterior dişlerin restorasyonunda dental amalgam yerine kompozit rezin materyallerin kullanımı tercih edilmeye başlanmış ve adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler, minimal invaziv diş hekimliği olarak adlandırılan tedavi yaklaşımının benimsenmesine, sağlıklı kalan diş dokularının korunmasına imkân sağlamıştır(1).

İndirekt restorasyonlar ise, geniş çürük veya kırıkları olan posterior dişler için konservatif bir tedavi seçeneğidir(2). Bu restorasyonların üretim yöntemleri şunlardır (3-7);

- Alçı model tekniği; Preparasyonu tamamlanan dişin ölçüsü alındıktan sonra ölçü içerisine alçı dökülür ve restorasyon elde edilen model üzerinde yapılır.
- Esnek model tekniği; polivinilsiloksan ile ölçü alındıktan sonra silikon salınımı yapan ajan ölçüye sıkılır ve heavy body polivinilsiloksan esnek çalışma modeli oluşturmak için ölçüye yerleştirilir. Restorasyon, elde edilen model üzerinde üretilir.
- Platin Folyo Tekniği; revetmanların geliştirilmesinden önce tam seramik restorasyonlarda porselene destek amacıyla kullanılmıştır. Kenar uyum problemleri, teknik hassasiyet gerektirmesi ve manipülasyon zorluğu gibi dezavantajlarından dolayı kullanımı terk edilmiştir.
- Revetman üzerinde şekillendirilerek üretim; 1972'de Southan ve Jorgensen ısıya dayanabilen day materyali olarak revetmanı geliştirmişlerdir. Porselen direkt olarak revetman üzerinde şekillendirilip birlikte fırınlanabilmektedir.
- Döküm yolu ile elde edilen seramikler
- Isı ve sıkıştırma yolu ile elde edilen porselen restorasyonlar
- Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)

Günümüzde, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi sayesinde madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonlarının daha hızlı üretilmesine olanak sağlanmıştır ve bu teknoloji ile yapılan tedaviler daha kısa süreli ve daha konforlu olduğundan geleneksel yöntemlere alternatif olarak diş kliniklerinde sıkça kullanılmaya başlanmıştır(8).

CAD/CAM sisteminde ağız içi optik tarayıcı ile sert ve yumuşak dokuların üç boyutlu kaydının detaylıca alınması ile ölçü alım aşaması ve üretimi daha hassas olarak yapılabilir ve veneer, kuron, inley, onley, overlay gibi indirekt restorasyonlarda oluşabilecek hata oranı da azalmıştır. Tedavinin genellikle tek seansta hızlıca bitirilmesi geleneksel yöntemlere göre avantajları arasındadır ve bu özellikler göz önüne alındığında CAD/CAM teknolojisi gittikçe popüler hale gelmiştir(9).

CAD/CAM sistemi ile üretim eklemeli ve eksiltmeli üretim olmak üzere ikiye ayrılır(10). Eksiltmeli üretimde bir blok veya diskten kazıma ile restorasyon üretilir. Diğer üretimde ise toz veya sıvı formda materyal art arda eklenerek üretim yapılmaktadır(11,12).

Eksiltmeli üretim, bir CAM (bilgisayar destekli üretim) ünitesinde blokların frezlerle kazınarak restorasyonun üretilmesidir. Avantajı tüm materyal tiplerinde kullanılabilir olmasıdır. Ancak bu sistemlerin; restorasyonun en ince kısmının frezin büyüklüğü ile sınırlı olması; cam seramik bloklar için pahalı olması ve pahalı CAM ünitesi gerektirmesi gibi dezavantajları vardır(10).

Eklemeli üretim, CAD (bilgisayar destekli tasarım) tasarımının STL (Standart Mozaikleme Dili) formatına dönüştürülerek çok kesitli katmanlara ayrılması ve sıvı veya toz materyalin katman katman yazdırılarak nesnenin üretilmesidir. Eklemeli üretim, hızlı prototipleme (HP) ve 3 Boyutlu (3B) üretim olarak da bilinir(10,13). Eklemeli üretimin avantajları ince detay üretiminin daha iyi olması, freze sisteminden daha ekonomik olması, özel kesici alet gerektirmeden karmaşık şekiller oluşturabilmesi, sınırsız geometri seçeneğine sahip olması, freze sisteminden daha hızlı üretim yapması ve neredeyse malzeme atığı olmadan tasarlandığı gibi yazdırabilmesidir(10). Bu üretim yöntemi minimum malzeme israfıyla hassas protezler ve restorasyonlar üretmek için kullanılabilir ve ekonomik ve hızlı yöntemler olarak kabul edilirler.

Diş hekimliğinde en sık kullanılan 3 boyutlu üretim yöntemleri arasında stereolitografi (SLA), kaynaşık biriktirme modelleme (FDM), seçici lazer sinterleme (SLS) ve dijital ışık işleme (DLP) yer alır(14).

Stereolitografi (SLA/SLG), aynaları kullanan ve bunları motorize ederek, fotoreaktif sıvı reçine içeren yüzeyleri birleştirmek için bir ultraviyole (UV) ışık ışınını seçici olarak hareket ettiren bir 3 boyutlu üretim işlemidir. Dijital ışık işleme (DLP), 3B nesneler oluşturmak için SLA'ya benzer bir konsept kullanır; ancak bir dizi hareketli ayna yerine dijital bir mikro ayna cihazı kesitsel UV görüntüsünü oluşturur(15).

İndirekt yöntemle üretilen restorasyonlar diş yüzeyine simanlar ile yapıştırılırlar. Yapıştırma simanı, restorasyonlar ve diş yapıları arasındaki küçük boşlukları doldurarak indirekt restorasyonları hazırlanmış diş yüzeylerine tutturmak ve böylece yerinden çıkmayı önlemek için restorasyonu mekanik veya kimyasal olarak bağlayan bir malzemedir. Yapıştırma materyali, mekanik kilitleme, kimyasal bağlanma veya her ikisini birden sağlayarak indirekt restorasyonların tutuculuğunu sağlar. İyi bir siman sadece restorasyonu yerinde tutmak için değil aynı zamanda yüzeyin mikrosızıntı ve çürüklere karşı dayanıklı olmasını sağlamak için de önemlidir. Bu nedenle yapıştırma materyalleri indirekt restorasyonların ömrünü etkiler.

Mikrosızıntı, sıvıların, bakterilerin, moleküllerin veya iyonların kavite ile restorasyon arasına görünmez şekilde nüfuz etmesidir ve bu durum dişte renk değişikliğine, aşırı duyarlılığa, tekrarlayan çürüklere, pulpa sorunlarına ve restorasyon başarısızlığına neden olabilir(16).

Diş-restorasyon arayüzündeki mikrosızıntı, restorasyonun klinik başarısızlığının ana nedeni olarak kabul edilir. Bu nedenle postoperatif aşırı duyarlılık, tekrarlayan çürükler, restorasyonun marjinal pigmentasyonu ve hatta pulpa patolojisini içeren klinik belirtilerle ilişkilidir. İndirekt restorasyonların uzun vadeli klinik başarısının büyük ölçüde simantasyon ajanının bağlanma etkinliği tarafından belirlendiği dikkate alınmalıdır. Yeterli bir marjinal adaptasyon oluşturmak ve bakteri infiltrasyonu riskini azaltmak için mine-dentin arayüzünde mikro boşlukların oluşması mümkün olduğunca önlenmelidir(17).

Bu çalışmanın amacı, eklemeli ve eksiltmeli sistemlerle üretilen overlay restorasyonlarda oluşabilecek mikrosızıntının in-vitro olarak incelenmesidir. Üç farklı

üretim tekniği (eksiltmeli ve 2 çeşit eklemeli sistem) ile elde edilen ve iki farklı rezin siman ile simante edilen overleylerde oluşabilecek mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığına dair sıfır hipotezi kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinde kaybedilen diş dokularının tamiri için çeşitli restoratif uygulamalar vardır. Bu uygulamalar direkt veya indirekt yöntemlerle yapılabilmektedir.

Direkt yöntem, diş preparasyonu ve sonrasındaki tüm restoratif işlemlerin intraoral olarak ilerlediği bir süreçtir. Bu yöntemde, çok uzun süredir restorasyon materyali olarak kullanılan amalgam ve sonrasında amalgama alternatif olarak geliştirilmiş estetik bir restoratif materyal olan kompozit rezinler kullanılmaktadır. Günümüzde kompozit rezinlerin kullanımı giderek artmıştır(18). Kompozit restorasyonların preperasyonsuz veya çok az bir preparasyonla uygulanabilerek sağlam diş yapısını koruma, postoperatif hassasiyeti önleme ve fonksiyonel streslerin adeziv ara yüzey aracılığı ile dişe iletilmesi, doğal dişe uygun estetik özellikler göstermesi gibi avantajları mevcuttur(19). Kompozit rezin materyallerin en önemli problemi monomer halinden polimer haline dönüşüm sırasındaki büzülmedir. Oluşan polimerizasyon büzülmesinin önüne geçmek, hasta başında geçen zamandan tasarruf etmek, çeşitli yöntem ve materyallerin avantajlarından yararlanmak için zaman içinde indirekt restorasyonlar geliştirilmiştir.

İndirekt yöntem, hazırlanan dişin konvensiyonel veya dijital ölçüsünü kullanarak restorasyonu ağız boşluğunun dışında üretmeyi içerir. Bu yöntem, indirekt rezin kompozitlerin ve dental seramiklerin, polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak mikrosızıntı gibi bazı dezavantajlarının üstesinden gelir(20). Dahası, inley/onley/overlay'i ışık veya ısıyla sonradan polimerize ederek daha iyi fiziksel ve mekanik özellikler, ideal oklüzal morfoloji, proksimal kontur sağlar(21,22).

Konservatif restoratif diş hekimliği, minimal invaziv bir şekilde posterior dişlerin rehabilitasyonunu sağlar(23). Adeziv sistemler materyallerin klinik başarısı için preparasyon sırasında oluşan sağlam doku kaybını azaltmak açısından kritik öneme sahiptir. “Adeziv indirekt restorasyon", kurallara uygun olarak prepare edilmiş kaviteye simante edilen kompozit veya tam seramikten yapılmış bir restorasyon olarak tanımlanmıştır.

Adeziv simante restorasyonlar için mevcut endikasyonlar şunlardır(24);

- Geniş sınıf II kaviteler,

- Bir veya daha fazla tüberkülü kaplayan çürük veya kırık,
- Aşınma ve/veya biyokorozyon nedeniyle tehlikeye giren büyük oklüzal yüzeyin restorasyonu,
- Tek bir dişin veya tüm ağzın rehabilite edilmesi gerekliliği,
- Az miktarda servikal minenin varlığı (<1 mm yükseklik, 0,5 mm genişlik) veya hatta yokluğu,
- Dikey boyutun yeniden oluşturulması veya artırılması gerekliliği.

Adeziv simante restorasyonlar geleneksel olarak inley, onley, overlay ve endokuron olarak tiplerine göre sınıflandırılırlar(24).

İnleyler; gingival, okluzal ve proksimal alanlarda kullanılan en basit restorasyonlardır. Sadece eksik diş dokusunun yerini alır ve dişi kuvvetlendirme gibi bir fonksiyonu yoktur. Çürük miktarının az olduğu küçük kavitelere sahip molar ve premolar dişlerde endikedir(25).

Onleyler; okluzal yüzeyi kaplayan stresi geniş bir alana dağıtarak stres birikimini önleyen restorasyonlardır. Dentin çatlakları olmadan kısmen desteklenen lateral duvarlara sahip büyük boyutlu sınıf II boşluklarda endikedirler. Endodontik olarak tedavi edilen dişlerde, en az bir marjinal sırtın ve marjinal sırtın kendisiyle süreklilik içinde iyi desteklenmiş iki eksenel duvarın varlığı gereklidir. Hem kompozit hem de seramik kullanılabilir(26,27).

Overleyler; desteksiz eksenel duvarları olan ve her iki marjinal sırtı olmayan büyük boyutlu sınıf II boşluklarda, tüm tüberkülleri kapsayan restorasyonlardır. Vital dişlerde mine ve dentinde çatlakların varlığı ve endodontik olarak tedavi edilen dişlerde marjinal sırtın yokluğu, yeterli kalınlıkta kalan duvarlar olsa bile overlay yapımını gerektirebilir. Bu restorasyonlarda kompozit rezin veya seramik kullanılabilir. Seramik (lityum disilikat cam-seramik), geniş yüzeye sahip çoklu restorasyonlar durumunda ilk tercih edilen malzemedir. Daha fazla mukavemet ve tüberkülü sabitleme yeteneği nedeniyle seramik, çatlak diş sendromundan etkilenen dişler için ilk tercihtir ve tüm tüberkülleri kaplayacak şekilde kullanılır(28–31).

Endokuronlar; endodontik tedavisi yapılan aşırı harabiyetli posterior dişlere uygulanan onley restorasyonun bir tipidir. Bu monolitik (tek parçalı) adeziv restorasyon türü, öncelikle biyomekanik kriterleri karşılamak amacıyla özel hazırlama tekniği gerektirir; 90° butt servikal marjin ve kök desteği olmayan pulpa odasını içeren santral

retansiyon kavitesine sahip bir restorasyondur. Endokuron restorasyonlarının yapılabileceği materyaller; feldspat ve cam seramikleri, CAD/CAM seramik ve kompozit blokları, rezin nano-seramikler ve fiberle güçlendirilmiş rezinlerdir(32).

Posterior İndirekt Restorasyonların Endikasyonları(33–37);

- Çürük veya diğer sebeplerle doku kaybına uğramış estetik olarak restore edilmesi istenen kaviteler,
- Direkt restoratif materyal uygulaması için yeterli tutuculuk sağlayamayacak ve kalan diş dokularını destekleyemeyecek kadar geniş olan orta ve geniş büyüklükteki kaviteler,
- Oklüzyonun düzeltilmesi gereken durumlar,
- Retantif bir form oluşturmanın güç olduğu; kuron boyu uzatma, post retansiyonu sağlamak amacıyla kanal tedavisi yapma gibi agresif yöntemlere alternatif tedavi olarak,
- Ağızda farklı metallerden yapılmış restorasyonların bulunduğu ve galvanik akımın meydana gelebileceği durumlarda,
- Endodontik tedavili dişlerde kalan diş dokularını desteklemek amacıyla,
- Oral hijyeni iyi olan hastalarda uygulanabilir.

Posterior İndirekt Restorasyonların Kontrendikasyonları(38–40);

- Periodontal sağlığı ve oral hijyeni iyi olmayan hastalarda,
- İzolasyonun sağlanamadığı durumlarda,
- Restoratif materyalin adezyonu için yeterli diş dokusu bulunmadığı durumlarda,
- Parafonksiyonel (bruksizm, diş sıkma) alışkanlıkları olan hastalarda,
- Kavite derinliğinin yeterli olmadığı sığ kavite preparasyonlarında kontrendikedir.

Posterior İndirekt Restorasyonların Avantajları(41–45);

- Fiziksel ve mekanik özellikleri (Kırılma dayanımı, düşük mikrosızıntı, aşınma direnci vb.) direkt kompozit rezin restorasyonlara göre daha iyidir ve uzun ömürlüdür.
- Yöntem ve materyal çeşitliliği fazladır.
- Polimerizasyon büzülmesi elimine edilmiştir. Bu sayede indirekt restorasyonlarda diş ile restorasyon arasındaki marjinal uyumun direkt

restorasyonlara göre daha iyi olması mikrosızıntı, renkleşme ve post operatif hassasiyetin daha az olmasına neden olur.

- Mevcut diş dokularını korur ve destekler.
- İndirekt kompozitlerin ve seramik materyallerin aşınma dayanımları oldukça yüksektir.
- 3 boyutlu görüş alanı ve rahat ulaşılabilirlik sağlandığı için kontur ve kontakların uyumu daha iyidir.

Posterior İndirekt Restorasyonların Dezavantajları(46,47);

- Teknik hassasiyet gerektirir.
- Yeni cihaz ve tecrübeli çalışan gerektirir bu yüzden indirekt restorasyonlar direkt restorasyonlara göre maliyetlidir.

Diş hekimliği iş akışında dijital sistemlerin kullanımının yaygınlaşması ile inley/onley/overlay/endokuron restorasyonların üretimi; konvansiyonel yöntemlere ek olarak bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri (CAD/CAM) ile eklemeli veya eksiltmeli şekilde yapılabilmektedir(48).

2.1. CAD/CAM (BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/ BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM) SİSTEMLERİ

2.1.1. CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemi, bilgisayarda üç boyutlu olarak tasarlanan restorasyonun makine ile üretilmesi anlamına gelmektedir. Bruce Altschuler 1977 yılında ABD'de CAD/CAM sisteminin optik okuyucularıyla birlikte ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesini başarmıştır. CAD/CAM uygulamaları restoratif diş hekimliğinde ise ancak 1980'li yıllarda gerçekleştirilebilmiştir. Bu sistem 1984'de Fransız Francois Duret tarafından geliştirilerek tek üye restorasyonlar üretilmiştir. 1984 yılından beri Celay, Cerec, Procera, Cercon, Duret, Cicero ve Lava gibi birçok CAD/CAM sistemi piyasaya sürülmüş ve dental CAD/CAM sistemlerin kullanımı günümüzde giderek yaygınlaşmaktadır. Bu sistemler günümüzde, inley, onley, kron, veneer, sabit protez ve implant üstü restorasyonların tasarlanıp üretilmesinde kullanılmaktadır(49,50).

CAD/CAM teknolojisi üç amaç için geliştirilmiştir(49);

1- Özellikle posterior dişler için restorasyonun yeterli dayanıklılığını sağlamak,

2- Doğal görünümlü restorasyonlar oluşturmak,

3- Diş restorasyonunu daha kolay, daha hızlı ve daha doğru hale getirmek.

CAD/CAM Sistemlerin Avantajları(10,51–54)**;**

- Geleneksel ölçü alma yöntemleri gerektirmediği için çapraz kontaminasyon riski önlenmiş olur.
- Öğürme refleksi olan hastalarda kaşık kullanılmaması hasta konforunu önemli ölçüde arttırmaktadır.
- Laboratuvar işlemlerinin ortadan kalkmasıyla üretim süreleri kısalarak hasta ve hekime zaman kazandırılmış olur.
- Yazılımlarının güncellenip geliştirilmesiyle daha mükemmel restorasyonların üretilebilmesi sağlanır.
- Dijital fotoğraflar ve renk düzenleme programları sayesinde daha doğru renk seçimleri yapılabilmektedir.
- Materyallerin eritme, kondenzasyon ve kaynaştırma işlemlerinin önceden yapılmış olması üretilecek restorasyonun içerisinde defektlerin oluşmasını engeller.
- Geleneksel üretim yöntemlerindeki ölçü, mumlama ve döküm gibi aşamaların olmaması hata ihtimalini azaltır.
- Restorasyonların tek seansta yapılabilmesinden dolayı geçici restorasyon gereksinimi ortadan kalkmış olur.
- CAD-CAM ve 3 boyutlu üretim teknolojisiyle dijital olarak üretilen restorasyonlar, manuel olarak yapılanlara göre daha iyi iç ve kenar uyumu sağlayabilir.
- Verilerin dijital data olarak arşivlenmesi, tekrarlayan üretim yapılabilmesine olanak sağlar.
- Ölçülerin ve tasarımların dijital ortama transferinin saniyeler içinde gerçekleşmesi başka ülkeden veya şehirden hizmet almayı kolaylaştırır.
- Altyapılar ve restorasyonların CAD yazılımları yardımıyla tasarlanması teknisyenlerin işlerini kolaylaştırır.

CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları(55–58)**;**

- En önemli dezavantajı kullanılan cihazların pahalı olmasıdır.
- Derin subgingival marjinlere sahip kavitelerde tarayıcının görüntü alması güçleşeceğinden bu gibi durumlarda iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak gereklidir.

- Ağız içi tarama sırasında oral sıvılar, parlak ya da renkli yüzeyler ve hastanın hareket etmesi ölçünün doğruluğunu etkileyebilir.
- Sistemi klinikte etkin bir şekilde kullanabilmek için ciddi bir pratik tecrübeye, sistemi kullanmayı bilen alanında uzman eğitilmiş kişilere ihtiyaç vardır.

CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 komponentten oluşmaktadır(59);

- Preparasyonun intraoral ya da ekstraoral olarak tarayıcılarla taranarak verilerin toplanması,
- Restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak planlama ve tasarımının yapılması (CAD yazılımı),
- Sanal olarak hazırlanmış restorasyonların üretimi (CAM ünitesi).

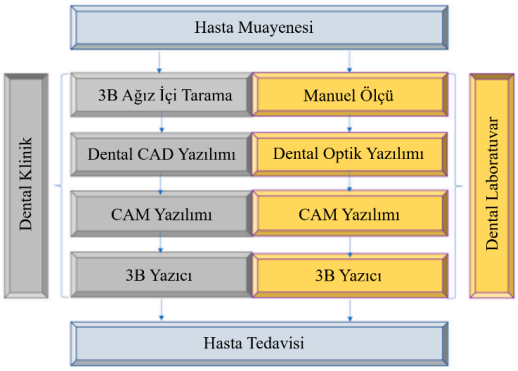
2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri ve İş Akışı

2.1.2.1. Tarayıcılarla Verilerin Toplanması: Tarayıcılar prepare edilen dişten, komşu ve karşıt arktaki dişler üzerinden veri toplayarak bu verileri sanal ölçülere dönüştüren araçlardır(60). İki farklı tarayıcı tipi bulunmaktadır;

- Optik Tarayıcı: Optik tarayıcılar ışık kaynağı ile reseptör ünitesinin belli açıda yerleştirildiği ve renkli ışık, beyaz ışık veya lazer ışığı kullanarak yapıların 3 boyutlu görüntüsünü elde eden tarama sistemleridir. Hızlı ve yüksek çözünürlükte veri elde edilmesini sağlar. Öte yandan harekete duyarlı olması dezavantajıdır(10).
- Mekanik Tarayıcı: Mekanik tarayıcılarda ana model yakut bir küre aracılığıyla ölçülmekte ve frezeleme sistemi küre çapına göre ayarlanmaktadır. Bu sistemler yüksek tarama doğruluğuna sahiptir. Optik sistemlere göre işlem süreleri uzun ve cihazlar daha karmaşıktır(60).

2.1.2.2. Tasarımın Yapılması (CAD Yazılımı): Dental restorasyonların tasarımı için üreticiler tarafından genelde STL (Standart Mozaik Dili) olmak üzere farklı veri formatlarında özel yazılımlar kullanılmaktadır. Bu yazılımlar sayesinde üretilecek olan restorasyonun tasarımı yapılmaktadır. Ayrıca yetersiz interoklüzal mesafe, andırkat alanları, belirsiz preparasyon marjin hattı, keskin köşeler ve pürüzlü yüzeyler gibi hataları tespit etmek için özel yazılımlar (PrepCheck, Dentsply Sirona gibi) mevcuttur(60,61).

2.1.2.3. Restorasyonların Üretimi (CAM Ünitesi): Üretim aşaması dijital iş akışının son aşamasıdır. Tasarımı yapılan restorasyon prefabrike bir blok ya da diskten 3, 4 veya 5 eksenli frezeleme sistemleri kullanılarak eksiltmeli yöntem aracılığıyla veya katman katman ekleme yapılarak eklemeli üretim aracılığıyla üretilebilmektedir(62-64).



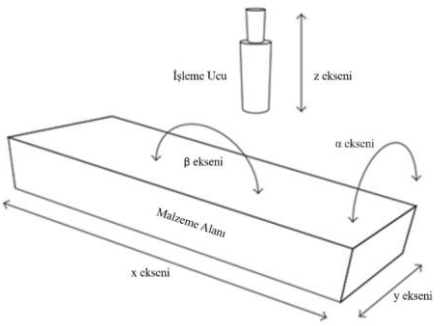
Şekil 2.1 CAD/CAM ve 3B üretim yönteminin iş akış şeması

2.1.3. CAD/CAM Üretim Yöntemleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM, üretim yöntemine göre eksiltmeli ve eklemeli üretim olarak ikiye ayrılır(63).

2.1.3.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemi (Kazıma, Frezeleme): Eksiltmeli üretim yöntemi, tanımlanmış yollarda hareket eden, ıslak veya kuru durumda çalışan, bilgisayar sayısal kontrol (CNC) protokolünü temel alan freze makinesi yardımı ile önceden hazırlanmış bir bloğun veya diskin kazınarak şekillendirilmesi işlemidir(65).

CNC cihazları 3, 4 veya 5 eksenli frezeleme sistemlerinden oluşmaktadır. 3 eksenli frezeleme sistemleri, diş frezeleme sistemlerinde en yaygın kullanılanlardır. Bu tür sistemlerde, frezeleme uçları hesaplanan yol değerlerine göre üç eksende (x-, y- ve z- eksenleri) hareket eder(66).



Şekil 2.2 Farklı frezeleme eksenlerini gösteren şematik diyagram

3 eksenli frezeleme sisteminde x-, y- ve z-eksenleri vardır. x-, y- ve z-eksenine ek olarak, 4 eksenli frezeleme sisteminde ek bir eksen (a-eksen) bulunur. 5 eksenli frezeleme sistemi ek olarak b-ekseni içerir (x-, y-, z-, a- ve b-eksenleri)(63).

Tarayıcı uç ağız içine diş preparasyonunun üzerine yerleştirilir ve elde edilen veriler monitörde 2 veya 3 boyutlu görüntüler olarak görünür. Tasarım monitörde yapılır ve talimatlar frezeleme için bilgisayar destekli bir dental CNC makinesine gönderilir(49).

Eksiltmeli Üretim Yönteminin Avantajları;

- Geleneksel ölçü alımı ve alçı dökme aşamaları gibi laboratuvar aşamalarının ortadan kaldırılması final restorasyonun doğruluğunu arttırmaktadır(67).
- Tek seansta yapılan tedaviler sayesinde hekim ve hasta için zaman tasarrufu sağlamakta ve hastaların memnuniyet oranını yükseltmektedir(68).
- Renk stabilitesi, mekanik dayanım, doğruluk ve marjinal uyum gibi özellikler açısından başarılı restorasyonlar üretilmesini sağlar(69).
- Ölçü materyalinin kullanılmaması ve laboratuvar ile klinik arasındaki transfer maliyetinin olmaması ekonomik yönden avantaj sağlamaktadır(70).

Eksiltmeli Üretim Yönteminin Dezavantajları;

- Frezlerin yaklaşım açılarından dolayı aşırı karmaşık geometrilerin üretimi zor olmaktadır(67).
- Üretilen tasarımın ardından arta kalan bloklar tekrar kullanılamadığı için materyal israfı çok fazladır(71).
- Frezler zamanla yıpranır bu yüzden belirli aralıklarla değiştirilmesi gerekir(67).
- Cihazın maliyeti yüksektir aynı zamanda belirli aralıklarla yapılan yazılım güncellemeleri de ekstra maliyete sebep olur(72).

2.1.3.1.1. Diş Hekimliğinde Çeşitli CAD-CAM Sistemleri: Kullanılan dental CAD/CAM sistemlerinin ilk örneği, Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC sistemidir(55).

Şu anda piyasada bulunan en popüler iki sistem Dentsply Sirona (York, PA, ABD) tarafından üretilen CEREC ve Planmeca (Helsinki, Finlandiya) tarafından üretilen Planmeca'dır. Diğer tanınan ve kullanılan CAD/CAM sistemleri Carestream

Dental (Atlanta, GA, ABD), Dental Wings (Montreal, QC, Kanada) ve Zfx'tir (Dachau, Almanya)(61).

Ayrıca, farklı şirketler tarafından ayrı ayrı sunulan CAD/CAM sistemi parçalarını satın alma olanağı da vardır. Uygun sistemin seçimi, kullanıcıların protez deneyimine ve diş kliniğinin ekipmanına bağlıdır(73).

CAD/CAM sistemleri, kullanım alanlarına göre laboratuvar ve ofis sistemleri olarak, ayrıca veri alışverişi ve uyumluluğa göre açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılmaktadır(10). Bu sınıflama aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Tablo 2.1 Kullanım alanlarına göre CAD/CAM sistemleri

<table>
<tr><th colspan="3">Kullanım Alanlarına Göre CAD/CAM Sistemleri</th></tr>
<tr><td colspan="3">1. Laboratuvar CAD/CAM Sistemleri</td></tr>
<tr><td>Firmaların kendi tarama ve frezeleme birimlerine sahip olduğu sistemler</td><td>Firmaların sadece tarama birimine sahip olduğu sistemler</td><td>Firmaların sadece frezeleme birimine sahip olduğu sistemler</td></tr>
<tr><td>• Amann Girrbach (Koblach, Vorarlberg, Avusturya)
• 3M ESPE (St. Paul MN, ABD)
• Sirona Dental Sistemleri (Bensheim, Almanya)
• Zirkonzahn (Taufers, İtalya)
• VHF camfacture AG (Ammerbuch, Baden-Württemberg, Almanya)
• Weiland Dental (Zürich, İsviçre)
• Pou-Yuen (Endonezya)
• U-Best Dental (Dongguan, Çin)
• Planmeca (Helsinki, Finlandiya)
• Kavo Dental (Biberach, Almanya)
• Dentsply Prosthetics (York, Pennsylvania, ABD)</td><td>• D2000 (3 Shape, Kopenhag, Danimarka)
• Dental Wings 7 series (Dental Wings, Quebec, Montreal, Kanada)
• IScan D104 (Imetric 3D SA, Lausanne, İsviçre)
• Ceramill Map (AmannGirrbach, Koblach, Vorarlberg, Avusturya)
• Activity 850 3D (Smart Optics, Jena, Almanya)</td><td>• DWX-50 (Roland DGA Corporation, Irvine, ABD)
• inLab MC X5 (Sirona Dental, Bensheim, Almanya)
• M5 (Zirkonzahn, Taufers, İtalya)
• Tizian Cut 5 Smart (Schütz Dental, Lötteringen, Almanya)
• S2 Model (vhf camfacture AG, Ammerbuch, Baden-Württemberg, Almanya)
• Ceramill Motion 2 (Koblach, Vorarlberg, Avusturya)</td></tr>
<tr><td colspan="3">2. Ofis CAD/CAM sistemleri</td></tr>
<tr><td colspan="2">Firmanın kendi tarayıcı ve freze cihazlarına sahip olduğu sistemler</td><td>Firmanın sadece görüntü elde etme yeteneğine sahip olduğu, ancak tasarım özelliği bulunmayan tarayıcı sistemler</td></tr>
<tr><td colspan="2">• CEREC (Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya)
• Planmeca (Planmeca Group, Helsinki, Finlandiya)
• Trios (3Shape)
•
• - Bu şirketler, diş hekimliği sektöründe kendi entegre CAD/CAM sistemlerini sunarak, dijital diş teknolojisinde önemli bir rol oynamaktadırlar.</td><td>• True Definition Tarayıcı (3M ESPE, St. Paul MN, ABD)
• iTero (Align Technology, Inc, San Jose, ABD)
• Apollo DI (Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya)
• CS 3500 (Carestream Dental LLC, Georgia, ABD)
• -Bu tür sistemler, restorasyonun tasarımı için bağımsız bir laboratuvar tarayıcısına bağlanarak işlemlerin gerçekleştirilmesini sağlar.</td></tr>
</table>

Bu sistemlere bazı örnekler şunlardır;

- CEREC sistem; CEREC, “ceramic reconstruction” kısaltmasıdır ve ilk geliştirilen CAD/CAM sistemidir. Bu sistem temel olarak; kompozit, metal blok veya seramiklerden yapılan köprüler, kuronlar ve sabit protez alt yapılarının üretimini, oldukça hassas çalışan ve bilgisayar kontrolünde bir freze makinesi ile yazılım aracılığıyla gerçekleştirmeye dayanmaktadır(74).
- Procera Sistem; Andersson ve Oden, Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials iş birliği ile 1993’de Procera AllCeram sistemini geliştirmişlerdir. Procera dental restorasyonlarda kullanılan yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit (%99,5) yapılar için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur. Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak alüminyum oksit (Procera AllCeram), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) ve titanyum (Procera AllTitan) alt yapılı restorasyonlar, titanyum veya alüminyum oksit dayanaklar, implant üstü tüm seramik kuronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimini yapmak mümkündür(51,75).
- Celay Sistem; Celay sistemi kopyalama-frezeleme (copymilling) tekniğine dayanan bir sistemdir. Özel bir kompozit materyalinden hazırlanan ön model direkt olarak diş üzerinde veya ana modelde hazırlanır. Mikrometre hassasiyetle taranan bu ön modele göre seramik bloklar şekillendirilir. Bilgisayar yardımı ile taranan modelin dublikatı, frezeleme makinesine bağlanan porselen blokların, uygun frezlerle şekillendirilmesi ile elde edilir. Hazırlanan alt yapının dayanıklılığını arttırmak için pöröz yapıdaki seramiğe lantan oksit cam infiltrasyonu yapılır ve fırınlanır(51).
- Cicero Sistem; Bilgisayarda tamamlanan seramik yapılandırılması anlamına gelen Cicero sistem ilk olarak Denissen ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır. CEREC gibi sistemlerde kullanılan tek renkli monolitik seramik blokların yeterli dayanıklılığı sağlayabilmesine karşın yeterli estetik beklentileri sağlayamayabileceği endişesi Cicero sistemin geliştirilmesine neden olmuştur. Bu sistemde yüksek dayanıklı kor yapılar oluşturulurken aynı zamanda dentin porseleni ve kesici kenar porseleni gibi tabakalar tek tek eklenerek doğal estetik beklentilerin karşılanması amaçlanmıştır(51).

2.1.3.2. Eklemeli Üretim Yöntemi (Hızlı Prototipleme (HP), 3B Üretim): Eklemeli üretim yöntemi "Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu" tarafından '3 boyutlu model verilerinden üretim yapmak için materyallerin birleştirilmesi sürecidir; eksiltmeli yöntemin aksine mevcut tabakaların üzerine yeni tabakalar eklenerek yapılır.' şeklinde tanımlanmıştır(76).

Eklemeli üretim, CAD tasarımının STL (Standart Mozaikleme Dili) formatına dönüştürülerek, her biri 16-300 mikronluk küçük katmanlara ayrılması ve katmanların üst üste yazdırılarak nesnenin oluşturulmasıdır. Nesneleri oluşturmak için gereken süre yazdırılan modellerin sayısından ziyade yazdırılan katmanların sayısına yani modelin dikey yüksekliğine bağlıdır. Eklemeli üretim, hızlı prototipleme (HP) ve 3 boyutlu üretim sistemi olarak da bilinir(77). Bu sistemler yakın zamanda dental restorasyonlar ve tıbbi cihazlar üretmek için yeni bir yöntem olarak tanıtılmıştır(78–80).

CAD tasarımı tamamlandıktan sonra, çok dilimli görüntülere bölünür. Her milimetre malzeme için, 5-20 katmana ihtiyaç vardır. Eksiltmeli sistemlere benzer şekilde, iki eksende (x ve z eksenleri) hareket eden bir işleme kafası ve dikey eksende (y ekseni) hareket eden numune platformu kullanılır.(81,82) Başlangıçta, eklemeli üretim yöntemleri, kısa sürede üretilebilecek güvenilir doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip prototip modeller üretmek için geliştirilmiştir(78–80).

Yöntem ne olursa olsun, eklemeli üretim yöntemlerinin eksiltmeli üretim yönteminden ayrılan özellikleri şunlardır:

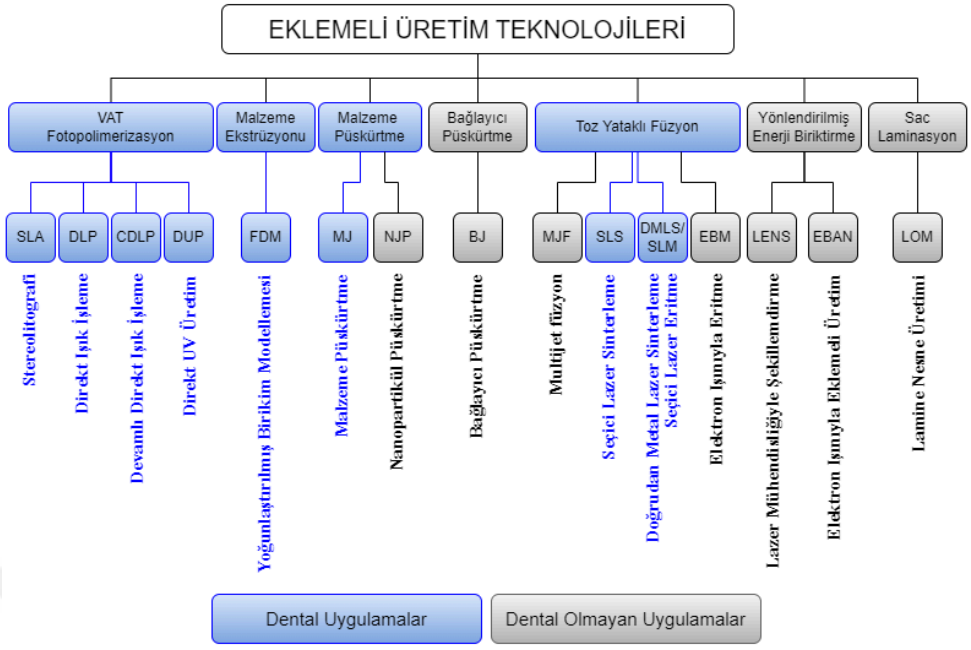
(i) inkremental dikey nesne oluşturabilir,

(ii) malzeme israfı yoktur,

(iii) büyük nesneler üretilebilir,

(iv) pasif üretim (yani kuvvet uygulaması olmadan üretim) yapılır,

(v) ince ayrıntıların üretimi yapılabilir.



Şekil 2.3 Diş hekimliğinde kullanılan eklemeli üretim yöntemleri

Eklemeli üretim teknolojileri Amerikan Test ve Malzeme Kurumu tarafından yedi sınıf altında toplanmıştır(83)**:**

• Kazan fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization (VPP))

• Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion (MEX))

• Malzeme püskürtme (Material jetting (MJT))

• Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting (BJT))

• Toz yataklı füzyon (Powder-bed fusion (PBF))

• Yönlendirilmiş enerji biriktirme (Directed energy deposition (DED))

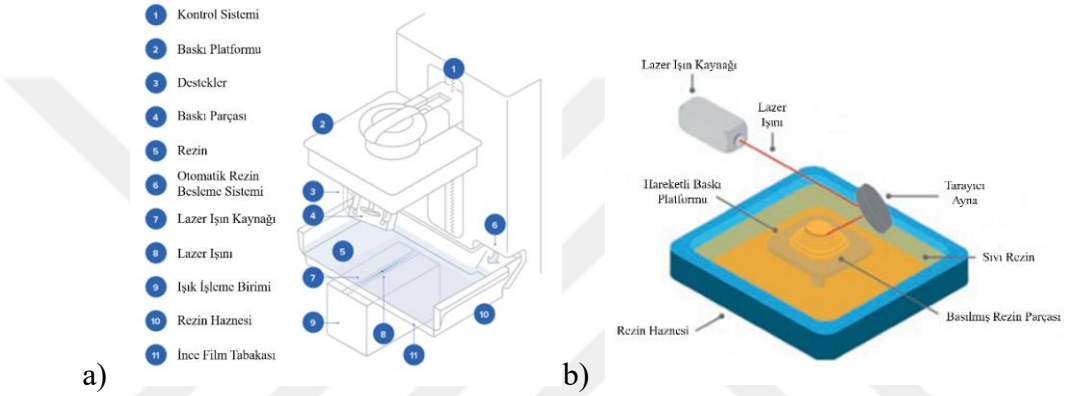
• Sac laminasyon (Sheet lamination (SHL))

Günümüzde birçok üretim yöntemi ve makinesinin bulunması, 3B üretimin hem endüstride hem de tıp alanında çok çeşitli uygulamalarda kullanılmasına olanak tanımaktadır. Diş hekimliğinde en sık kullanılan 3B üretim yöntemleri şunlardır(14);

- Stereolitografi (SLA),
- Seçici lazer sinterleme (SLS),
- Dijital ışık işleme (DLP),
- Füzyonlu biriktirme modelleme (FDM)
- Stereolitografi (SLA/SLG), aynalar kullanan ve bir ultraviyole (UV) ışık hüzmesini fotoreaktif sıvı reçine içeren yüzeyleri birleştirmek için hareket ettiren bir 3B üretim işlemidir(15). Charles Hull tarafından ilk kez 1986'da

tanıtılmış ve "Ultraviyole (UV) ile sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı objelerin yapımı" olarak tanımlanmıştır(84).

Üretim aşamasında öncellikle üç boyutlu dijital model oluşturulur ve oluşturulan model dilimleme programında ince katmanlara ayrılır. Lazer ışını, üretim tankında bulunan sıvı reçineyi polimerize eder ve ilk katman oluşur. Tankın altındaki platform alçalarak bir sonraki tabakanın üretimi gerçekleşir. İşlem bitiminde üretilen nesne çözücü yardımıyla durulanır ve polimerizasyonun tamamlanması için ultraviyole fırınına yerleştirilir.



a) b)

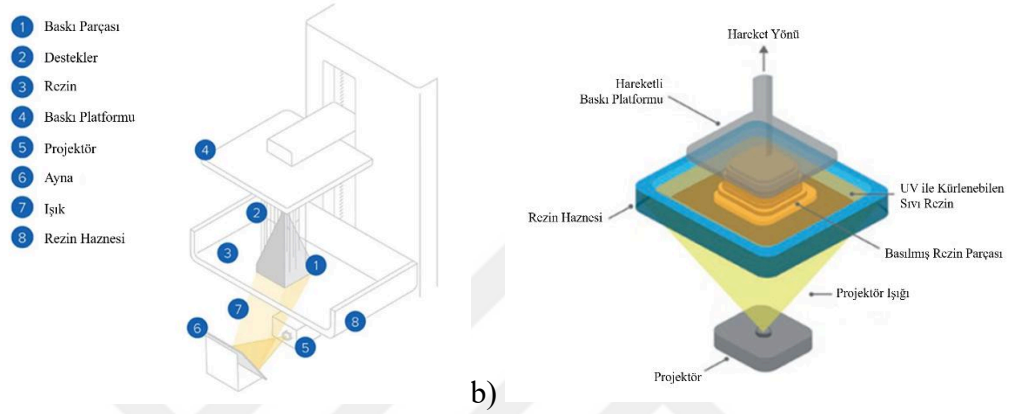
Şekil 2.4 Stereolitografi (SLA/SLG) 3B üretim yönteminin prototip gösterimleri (a, b) (85)

Diş hekimliğinde stereolitografi, oral ve ekstraoral implant yerleştirme ve preprotetik cerrahi için cerrahi şablonlar gibi nesneleri üretmek için rutin olarak kullanılır. Stereolitografinin ek uygulamaları, yüz protezlerinin ve oklüzal splintlerin üretimidir(86).

SLA üretim yöntemine, dental uygulamalar için çeşitli malzemelerle kullanılabilen Form 3B (Formlabs, Somerville, Massachusetts, ABD) yazıcı örnek verilebilir.

- Seçici lazer sinterleme (SLS), SLS tekniği Joe Beaman ve Carl R. Deckard tarafından 1988'de tanıtılmıştır. Termoplastik polimer (veya metal, seramik ve cam) parçacıklarını birleştirmek için yüksek güçlü darbeli bir lazer kullanır. Bir silindir veya bıçak kullanılarak yenilenecek yüzey katmanları oluşturur. SLS kullanılarak 3B yazdırılmış modellerin bir avantajı, doğası gereği termoplastik olmaları ve otoklavlanabilmeleri dolayısıyla diş tedavileri sırasında güvenli bir şekilde işlenebilmeleridir(15).

- Dijital ışık işleme (DLP), Günümüzde dental sektörde kullanılan en popüler eklemeli üretim yöntemidir. 3B nesneler oluşturmak için SLA ile benzer bir kavram kullanır; ancak, bir dizi hareketli ayna yerine, dijital bir mikro ayna cihazı kesitsel UV görüntüsünü oluşturur(15). Diş hekimliğinde, ışıkla polimerize edilen reçinelerin kullanımı oldukça uygundur. DLP, 3B nesnelerin üretimi için UV veya beyaz ışık kullanır(87).



a) b)

Şekil 2.5 Dijital ışık işleme (DLP) 3B üretimin prototip gösterimi (a, b) (85)

Diş hekimliği uygulamaları için DLP tabanlı 3B yazıcılar üreten önde gelen orijinal ekipman üreticileri arasında(88);

- NextDent (NextDent, Soesterberg, Hollanda),
- Asiga (Asiga, Alexandria, New South Wales, Avustralya),
- SprintRay (SprintRay, Los Angeles, California, ABD),
- Rapid Shape (Rapid Shape, Heimsheim, Almanya),
- EnvisionTEC (EnvisionTEC, Dearborn, Michigan, ABD) ve
- DWS (DWS, Thiene, Vicenza, İtalya) yer almaktadır.
- Yoğunlaştırılmış Biriktirme Modellemesi (FDM), termoplastik malzemelerin eritilerek istenilen nesnelerin üretilmesi için biriktirilen filamentlerin oluşturulduğu ekstrüzyon tabanlı bir üretim yöntemidir(89).

İlk üretilen 3B yazıcılar genel olarak "*Yoğunlaştırılmış Biriktirme Modellemesi (FDM)*" yöntemiyle üretim yapmaktaydı(90). Bununla birlikte bu yöntem detayların net olmaması, porozite, materyalin fiziksel dayanımının ağız içi şartlara uygun olmaması nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır.

Daha sonra metal tozlarının lazer enerjisiyle birleştirilmesi sayesinde "Seçici Lazer Sinterleme (SLS)" yöntemini kullanan 3B yazıcılar üretildi. Bu yazıcılar ile

günümüzde, implantlar, kron/köprü alt yapıları ve bölümlü hareketli protezlerin metal kaideleri üretilebilmektedir(91). Restoratif diş hekimliğinde, daha sonra bu 3B yazıcılar yerine epoksi reçine bazlı kompozit / seramik hibrit materyalleri üretip ısı ve ışık ile polimerize edebilen Dijital Işık Projeksiyonu (DLP) ve Stereolitografi (SLA) yazıcıları geliştirilmiştir(92). Her iki yöntemdeki temel faktör, restorasyonun bütününü oluşturmak için fotopolimer bir reçineden parça katmanlarının birer birer hazırlanması, ultraviyole bir lazer kullanarak birbirlerine eklenmesi ve mor ötesi bir ışıkla polimerize edilmesidir.

SLA'daki en temel avantajlar büyük bir restorasyonun veya modelin hızlı ve düşük maliyetli üretilmesi iken, DLP 'deki en önemli gelişme ise detayların daha net oluşturulması ve kullanılan malzemenin ağız içi şartlar için optimize edilmiş olmasıdır(93).

Tablo 2.2 Diş hekimliğinde en sık kullanılan eklemeli üretim yöntemlerinin avantajları ve dezavantajları (85,94–97)

Baskı Tekniği Türü	Avantaj	Dezavantaj
SLA	- Değişken malzeme seçimine uyarlanabilir - En yüksek çözünürlük ve doğruluk - İnce detaylar ve işlevsel prototipleme için uygundur	- Parça başına yüksek maliyet - Karmaşık son işlem - Biyolojik olarak tehlikeli malzemeler kullanılır - Son parça mekanik olarak zayıftır - Yüksek bakım gerektiren lazer
SLS	- Parçalar için düşük maliyet - Fonksiyonel prototipleme için korunan mekanik özellikler, - Geniş malzeme yelpazesi	- Polimer toz halinde olmalıdır - Büyük parçalar için uygun değildir - İnce duvarlı tasarımlar (<1 mm) baskı için zorluk yaratır - Potansiyel tehlike nedeniyle yüksek bakım gerektirir
DLP	- Makine için basit bileşenler - Parçalardaki en pürüzsüz yüzeylerden biri DLP tarafından yaratılır	- Daha büyük parçalar daha düşük çözünürlüğe sahip olur - Yüksek doğruluk gerektiren cerrahi kılavuzlar için uygun değildir - Çözünürlük yalnızca mevcut yapı alanı sınırlıysa artar (yalnızca oldukça ayrıntılı modellerde görülebilir) küçük dikey voksel çizgileri oluşturulur
FDM	- Düşük maliyet - Yanıcı madde olmadığından patlama riski yoktur - Karmaşık yapılar için uygundur - Geniş malzeme yelpazesi	- Düşük doğruluk ve çözünürlük - Parçaların baskıdan sonra düzeltme işlemine ihtiyacı olacaktır

Eklemeli üretim yönteminin avantajları;

- Yüksek çözünürlüğe sahip karmaşık geometrideki objelerin üretimi yapılabilmektedir(98).
- Freze sistemlerinin sebep olduğu materyalde yorulma, aşınma sorunları ortadan kaldırılmıştır.
- Polimerize olmamış reçine tekrar kullanılabildiğinden eksiltmeli üretimin aksine gereksiz materyal israfından kaçınılmaktadır.
- Değiştirilmesi gereken frez kullanımının olmaması ve materyal israfının olmaması eksiltmeli üretime göre ekonomik üstünlük sağlamaktadır(99).
- Birden fazla objenin aynı anda üretilebilmesini sağladığından üretim hızını arttırmaktadır(100).
- Hızlı modelleme olanağı sağlamaktadır.
- Üretim aşamaları azaltıldığından laboratuvar kaynaklı hatalar minimuma indirgenmektedir(101).
- Kabul edilebilir yüzey ve optik özelliklere sahip materyallerin üretimi sağlanmaktadır(102).
- Eklemeli üretim teknolojisinin eksiltmeli üretime kıyas ile en önemli avantajları; tasarım özgürlüğü, azalmış işleme süresi, üretim sonunda oluşan atığın en aza indirilmesi nedeniyle çevre dostu olması ve maliyet etkinliği olarak sıralanabilmektedir(63,103,104).

Eklemeli üretim yönteminin dezavantajları;

- Fotopolimerize reçinelerde hacimsel büzülme meydana gelmektedir(105).
- Baskı katman kalınlığı, lazer yoğunluğu, lazer hızı, baskı açısı, baskı yönü, desteklerin yerleşimi gibi dikkat edilmesi gereken çok sayıda parametre bulunmaktadır(99).
- Üretilen nesnenin yüzeyindeki reaksiyona girmemiş monomerler kapsamlı bir son işlem gerektirir ve yüksek rezidüel monomer içeriği nedeniyle bu materyal grubunun ağız boşluğundaki uygulamasını sınırlayabilir(106).

Çeşitli eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemleri olduğu gibi, bu yöntemlerle birlikte kullanılan çeşitli materyaller bulunmaktadır.

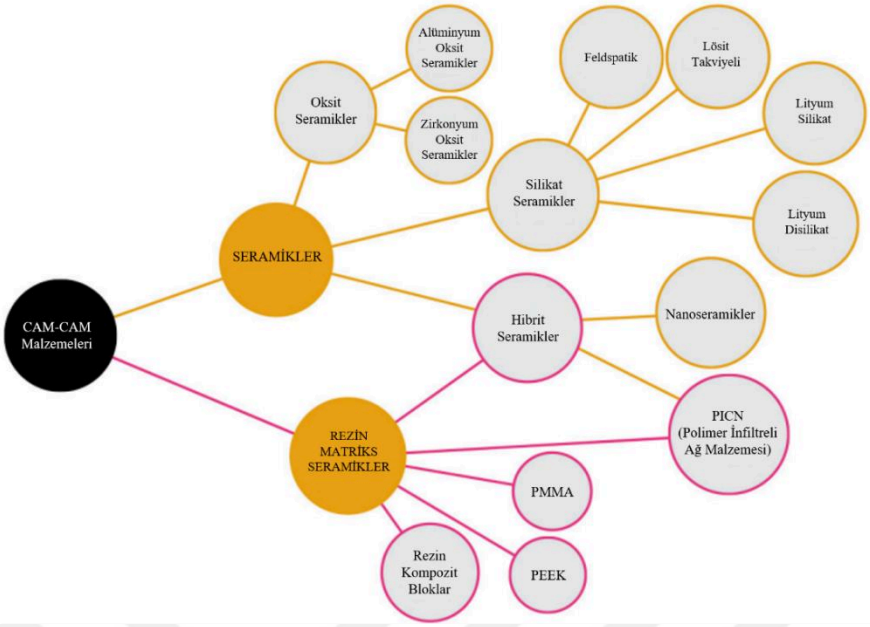
2.2. Eklemeli ve Eksiltmeli Üretim Yöntemlerinde Kullanılan Materyaller

2.2.1. Eksiltmeli Üretim Sisteminde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sisteminde restorasyon üretim tekniğine uygun materyaller, feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler olduğu gibi, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, nano seramikler ve geçici amaçla kullanılan blokları da içermektedir. CAD-CAM materyalleri prefabrike bloklar ve diskler halinde pazarlanmaktadırlar. Aşağıdaki tabloda çeşitli firmalara ait CAD/CAM blokları, materyal çeşidi ve endikasyonları görülmektedir(107).

Tablo 2.3 Bazı firmalara ait CAD/CAM bloklar, materyal çeşidi ve endikasyonları

Materyal	Blok İsmi	Firma Bilgisi	Kullanıldığı Endikasyonlar
Feldspatik Bloklar	Vitabloks (Triluxe/Forte/Realife)	Vita, Bad Sackingen Almanya	İnley, onley, lamina vener, kuron
	Cerec bloks cerec bloks PC	Sirona, Bensheim Almanya	
Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn	İnley, onley
	Paradigm C Blok	3M Espe, Seefeld Almanya	
Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar	IPS Emax CAD	Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn	İnley, onley, lamina vener, kuron, 3 üyeli köprüler
Nanoseramik ve Hibrit Seramik Bloklar	Lava Ultimate	3M Espe, Seefeld Almanya	İnley, onley, lamina vener, kuron
	Vita Enamic	Vita, Bad Sackingen Almanya	
	CeraSmart 270	GC, Tokyo Japonya	
Kompozit Reçine Blok	3M Paradigm MZ 100 Blok	3M Espe, Seefeld Almanya	İnley, onley, lamina vener



Şekil 2.6 CAD-CAM materyallerinin sınıflandırılması (108)

CAD-CAM malzemeleri kullanılan materyale göre şöyle sınıflandırılabilir(109);

- Silikat seramikler,
- Oksit seramikler,
- Hibrit seramikler
- Rezin kompozit bloklar,
- PMMA (polimetil metakrilat),
- PEEK (Polieter eter keton),
- PICN (Polimer infiltreli seramik ağ malzemesi) olarak sınıflandırılabilir.

2.2.1.1. Silikat Seramikler (Cam Seramikler): Silika bazlı seramikler, camsı bir matris içeren metalik olmayan malzemelerdir. Bu seramikler, olağanüstü optik özellikler sergileyen yarı saydamlığa sahiptir ve bu da doğal görünümlü restorasyonlar oluşturulmasına katkı sağlar. Silikat seramikler içinde en çok kullanılanlar, geleneksel feldispatik seramikler, lityum silikat, lityum disilikat ve lösit takviyeli seramiklerdir(110).

2.2.1.1.1. Feldispatik Seramikler: Bu tip silikat seramik, CAD-CAM sistemleriyle kullanılan ilk seramiktir. Kimyasal açıdan bakıldığında, kil/kaolin, kuvars (silika) ve doğal olarak oluşan feldispattan (potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı) oluşan üçlü malzeme sistemleri olarak kabul edilirler. Potasyum feldispat (K2A12Si6O16),

miktara bağlı olarak restorasyonun içsel mukavemetini artıran lösit kristalleri (kristal faz) oluşturur. Mükemmel optik özelliklere sahiptirler; renkleri ve yarı saydamlıkları doğal dişlere yakındır, ama cam bazlı seramikler arasında kırılmaya meyilli oldukları için en zayıf olanlardır. İnley, onley, anterior ve posterior restorasyonlar ve genel olarak kuronlar için endikedirler. Cerec blokları (Dentsply Sirona, Pennsylvania) ve Vitabloc Mark II, Real-Life, TriLuxe ve VITA Zahnfabrik bu kategorinin en temsili bloklarıdır(111).

2.2.1.1.2. Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler: Literatürde, matrisin lösit ile güçlendirilmesiyle çeşitli faydalar elde edilmiş ve böylece eğilme mukavemeti iyileştirilmiştir (104 Mpa'ya kadar). Lösit bazlı seramikler, ışık kırma indeksleri feldispatik camlara yakın olduğundan iyi yarı saydamlık özellikleri sunar. Lösit takviyesi ayrıca mikromekanik bağı iyileştirir(112) ve yüksek yarı saydamlığa ve mükemmel optik özelliklere sahiptir, bu da bunları estetik alanlarda tercih edilmesini sağlar. IPS Empress CAD, IPS Classic ve Ivoclar Vivadent bu bloklara ticari örneklerdir. Bunlar, kaplamalar, inleyler, onleyler ve tek kronlar için endikedir(110).

2.2.1.1.3. Lityum Silikat Seramikler: Lityum silikat seramikler, silikat seramikler arasında yer alır ve bu seramiklerinin geliştirilmiş hali olarak düşünülebilir(113). Kimyasal içeriklerinde kristalin bir faz (lityum disilikat) ve lityum ortofosfat bulunmaktadır. Lityum silikat seramiklerinin mekanik mukavemeti, homojen olarak dağılmış kristalin faz sayesinde artar. Sıklıkla zirkonyum ile zenginleştirilir (yaklaşık %10 zirkonyum dioksit), böylece çok yüksek mekanik özellikler ve optik özellikler bir araya gelir(114). Lityum silikatlar, yaklaşık 400 MPa'lık bir eğilme mukavemetine ve yüksek yarı saydamlığa sahip zirkonyum veya nanoseramiklere kıyasla iyi bir renk kararlılığına sahiptir.

VITA Zahnfabrik tarafından üretilen VITA Suprinity PC ve Dentsply Sirona tarafından üretilen Celtra Duo, lityum silikat seramiklere örnektir. Silikat seramiklerin kullanımı tek kronlarla (ön bölgelerde daha iyi), kaplamalarla, inley/onleylerle ve lösit takviyeli CAD/CAM seramiklerle sınırlıdır(115,116).

2.2.1.1.4. Lityum Disilikat Seramikler: Lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$), 2-5 µm uzunluğunda ve 0,8 µm çapında, amorf bir camsı matris içinde gömülü yaklaşık %65 lityum disilikat kristallerine sahiptir ve bu da onu bir cam-seramik malzeme sınıfına

sokar. Kimyasal bileşim ($Li_2Si_2O_5$), lityum disilikatın 350 MPa eğilme mukavemeti, 3,3 MPa m1/2 kırılma tokluğu (KIC), 920 ◦C ısı ekstrüzyon sıcaklığı, 10,6 + 0,25 ppm/◦C termal genleşme katsayısı (CTE) ve özellikle yüksek yarı saydamlık gibi dikkate değer mekanik özelliklerine katkıda bulunur(117–119).

Bu seramiklerin olağanüstü yarı saydamlığı, onları estetik açıdan zorlu vakalar için tercih edilen bir seçim haline getirir(120). Bu seramik bloklar yük taşımayan bölgelerde kullanıldığında kayda değer klinik başarı göstermişken, mekanik özellikleri inley/onley, tek kuron veya kısa köprüler (3 üyeye kadar) gibi uygulamalara olanak tanır. Ivoclar Vivadent'in IPS e.max CAD'si, yaklaşık 360 MPa'lık bir eğilme mukavemetine sahip olmasıyla bu malzeme kategorisinde öne çıkan bir örnektir. Ticari örnekler arasında ayrıca VITA Zahnfabrik'in VITA Suprinity PC'si, Dentsply Sirona'nın Celtra Duo'su ve Kaliforniya, Newport Beach'teki Glidewell Laboratuvarları'nın Obsidian'ı da yer almaktadır(117,120).

2.2.1.2. Oksit Seramikler: Oksit seramikler, alüminyum (Al), zirkonyum (Zr), titanyum (Ti), magnezyum (Mg) ve silisyum (Si) dahil olmak üzere metalik veya metaloid elementlerden oluşan ve oksijenle (O) birleşen inorganik bileşikleri ifade eder. Bu malzemeler olağanüstü mekanik özelliklere, korozyona karşı dirence ve dayanıklılığa sahiptir ve bu da onları çok çeşitli uygulamalar için uygun hale getirir(121).

Bu malzemeler estetik özellikleri silikat seramiklerden biraz daha düşük olsa bile, esas olarak kuronlar, implant bileşenleri, anterior ve posterior bölgelerde çok üyeli sabit protezler için önerilirler(114).

2.2.1.2.1. Zirkonyum Oksit Seramikler: Zirkonyum, kimyasal olarak polimorfizm ve allotropi niteliklerine sahip bir metal oksittir ve bu da onun diş hekimliği alanında sık kullanılan bir malzeme olmasına sebep olur. Bu seramikler, Yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristal (Y-TZP) formunda formüle edilir. Olağanüstü mekanik özellikleri, özellikle optik özellikleri nedeniyle, bu CAD-CAM malzemelerinin kullanımı, tek kronlardan birden fazla üye içeren kapsamlı rehabilitasyonlara (hem anterior hem de posterior bölgelerdeki köprüler, implantlar veya doğal dişleri içeren tam ark rehabilitasyonları kapsar) kadar uzanan geniş bir yelpazeye yayılır(122).

2.2.1.2.2. Alüminyum Oksit Seramikler: Bu seramikler, cam infiltre edilmiş alüminyum oksitten oluşur. Kimyasal yapı, çekirdek seramik malzemesi olarak yoğun şekilde sıkıştırılmış sinterlenmiş Al2O3'ü (%80 ila %82 ağırlık oranında) içerir ve bu daha sonra erimiş camla infiltrasyona tabi tutulur. Yaklaşık 500 MPa'ya ulaşan bir eğilme mukavemeti ile bu seramikler, ön üç üyeli sabit diş protezlerinin yanı sıra kronların hazırlanması için tavsiye edilir ve bu da onları posterior restorasyonlar için uygun bir seçim haline getirir. En ünlü ticari örneklerden biri InCeram Alumina'dır (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)(123).

2.2.1.3. Hibrit Seramikler

2.2.1.3.1. PICN (Polimer İnfiltreli Seramik Ağ Malzemeleri): Polimer infiltre seramik ağı (PICN) malzemesi hem seramik hem de polimer özelliklerine sahiptir. PICN, kaplamalar, inley/onleyler, anterior ve posterior tek kronlar ve implant protezleri için endikedir. Ancak bu malzeme, daha düşük estetik verim nedeniyle posterior rekonstrüksiyonlar için daha uygundur(124,125). VITA ENAMIC, PICN kompozit CAD/CAM bloklarına ticari bir örnektir(126).

2.2.1.3.2. Nanoseramikler: Nanoseramikler, rezin kompozitlere benzer bir mikro yapı sergiler ancak farklı oranlardadır. Polimerik bir matris ve dolgu maddesi olarak seramik nanopartiküller (her biri 100 nm'den küçük) içerir ve bu nanopartiküller tipik olarak toplam ağırlığın yaklaşık %80'ini oluşturur. Geleneksel seramiklerden, polikristalin seramiklerden (zirkonyum gibi) veya ikisinin hibrit bir karışımından oluşabilir(127).

Nanoseramikler, rezin kompozit bloklardan öncelikle dolgu maddesi-polimer oranı ve parçacık boyutu açısından ayrılır. Genellikle 200 MPa'ya yaklaşan bir eğilme mukavemeti, 380 MPa'ya kadar ulaşan basınç mukavemeti ve yılda ortalama 2 ila 10 mikron arasında bir aşınma oranına sahip olarak doğal dişlere benzerlik gösterir. Elastik modülleri 15 GPa civarındadır(128,129).

Bu özellikler, nanoseramikleri tek diş restorasyonu veya kısa köprüler için uygun hale getirir, ideal olarak posterior bölgelerde ve anterior estetik tedavilerde uygulanabilir. Bununla birlikte, nanoseramiklerdeki polimer matrisin seramik bileşenden daha fazla aşınmaya meyilli olduğunu ve bu nedenle geleneksel seramiklere kıyasla karşıt dişlere karşı nispeten daha aşındırıcı olduğunu belirtmekte

fayda vardır(130). Nanoseramiklerin, inley/onley uygulamaları ve hem anterior hem de posterior tek kronlar ve köprüler olmak üzere çeşitli endikasyonları vardır(129,130). Lava Ultimate (3M ESPE) ve Cerasmart (GC) nanoseramikler içinde öne çıkan örneklerdir(131).

2.2.1.4. Rezin Matriks Seramikler

2.2.1.4.1. PMMA (Polimetil Metakrilat): Diş hekimliği alanında PMMA, azaltılmış yoğunluğu, hoş estetiği, kolay manipüle edilebilirliği gibi ayırt edici nitelikleri nedeniyle ilgi görmüştür(132). Termoplastik bir polimerdir. Yapısında binlerce veya milyonlarca mer(metil metakrilat) vardır.

PMMA restorasyonlarına artan ilgi, gelişmiş optik ve fiziksel özelliklerle karakterize edilen blokların geliştirilmesine sebep olmuştur. Örnekler arasında Ivoclar Vivadent'ten Telio CAD, Lihtenştayn'dan Shlan ve VITA Zahnfabrik'ten (Bad Sackingen, Almanya) VITA CAD-Temp MultiColor Blocks yer almaktadır(133,134).

Isı ile polimerize olan PMMA restorasyonları cilalı yüzeylere uygundur ve bu da estetik çekiciliklerini artırır. Sentetik dişler, protez kaideleri, tam protezler, obturatörler, ortodontik tutucular, geçici veya daimi kronlar gibi geniş uygulama alanı bulur(134).

2.2.1.4.2. PEEK (Polietereterketon): Yarı kristalin bir termoplastik polimer olan polietereterketon (PEEK), metal içermeyen bir seçenek olarak diş hekimliği alanında uygulama bulmaktadır. Sabit diş protezleri, implantlarla desteklenen sabit protezler, endokuronlar ve reçine ile bağlanmış sabit diş protezleri endikasyonlarıdır(135).

2.2.1.4.3. Rezin Kompozit Bloklar (RCBs): CAD/CAM için tasarlanan rezin kompozit bloklar (RCB'ler), yüksek sıcaklık ve yüksek basınç altında polimerize edilen bir monomer karışımına dolgu parçacıklarının dahil edilmesiyle üretilir(9,136).

Bu polimerizasyon yöntemi, geleneksel rezin kompozitlerle karşılaştırıldığında, daha az kusur ve gözenek varlığı ve su emilimini azaltan daha yüksek bir dönüşüm derecesi ile malzemenin daha homojen olmasını sağlar(137).

Çoğu RCB, daha düşük çözünürlüğe ve su emme kapasitesine sahip bir polimer matris olarak üretanodimetakrilat (UDMA) içerir ve bu, restorasyonların daha fazla renk kararlılığına sahip olmasını sağlar(138).

Paradigm MZ100 (3M Oral Care, Seefeld, Almanya), feldispatik seramik malzemelere benzer şekilde 157 MPa'lık bir eğilme mukavemetine sahip ilk CAD/CAM kompozit malzemedir(139).

Tetric CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), LuxaCam Composite (LUXA) (DMG; Hamburg, Almanya) ve Grandio Blocks (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) da RBC'lere örnektir.

Üreticilerin talimatlarına göre RCB, doğal dişlere benzer optik özellikleri gösterir ve inley, onley, parsiyel kron, kron ve üç üyeli köprüler gibi endikasyonlarda kullanılabilir(140). Ayrıca karşıt doğal dişlerde daha az aşınma oluştururlar(141,142).

2.2.2. Eklemeli Üretim Yönteminde Kullanılan Materyaller

Diş hekimliğinde 3 boyutlu üretimde öncelikli olarak üç tür malzeme kullanılır (107);

- Metaller,
- Seramikler,
- Polimerler.

Tablo 2.4 Eklemeli üretimde kullanılan materyaller, avantajları ve üretim süreci (107)

Malzeme Tipi	Malzeme	Avantajlar	Üretim Süreci
Metal	Titanyum	Biyoinert, korozyon direnci	Seçici lazer sinterleme, doğrudan metal lazer sinterleme, seçici lazer eritme
	Paslanmaz Çelik	Biyoinert, korozyon direnci	
	Alüminyum	Yüksek kütle-hacim oranı	
	Kobalt Krom	Korozyon direnci	
Seramikler	Alüminyum Oksit	Biyoinert, korozyon direnci, diş ile aynı renk tonu	Seçici metal sinterleme, stereolitografi, inkjet 3B üretim, termoplastik üretim
	Zirkonyum	Biyoinert, korozyon direnci, diş ile aynı renk tonu	
Polimerler	Polilaktit	Biyoemilim, odontojenik	Stereolitografi, yoğunlaştırılmış biriktirme modellemesi, elektro-hidrodinamik püskürtme
	Polikaprolakton	Biyoemilim	
	Poliglikolid	Biyoemilim	
	Akrilik	Biyoemilim	

Bu yöntemde kullanılabilecek malzemeleri sıvı bazlı, toz bazlı ve solid bazlı malzemeler olarak da üç başlık altında incelemek mümkündür;

2.2.2.1. Sıvı Bazlı Malzemeler: Sıvı reçine bazlı malzemeler, dijital diş hekimliğinde en yaygın kullanılan uygulamalar arasındadır. Bu malzemeler genellikle dijital ışık

projeksiyonu (DLP), stereolitografi (SLA) ve PolyJet üretim (PJP) yöntemlerinde kullanılır(88).

3B üretim süreçlerinde fotopolimerize reçine malzemeler kullanan fotopolimerizasyon yöntemleri yaygındır. Nesneleri hızlıca yazdırma olanağı ve şeffaf malzemeler üretebilme yeteneği, reçine bazlı 3B üretim yönteminin tercih edilme sebeplerindendir(143).

SLA ve DLP yöntemleri genellikle 50-200 μm z ekseni çözünürlüğüne sahip reçine malzemelerle üretim yapabilir. MJP yöntemleriyle 20 μm'ye kadar z ekseni çözünürlüğü elde edilebilir; ancak malzeme sınırlamaları nedeniyle, MJP yazıcılar genellikle modeller üretmek için kullanılır. Toz bazlı yöntemlerle 100 μm z ekseni çözünürlüğü elde edilebilir. Sonuç olarak reçine bazlı 3B üretim yöntemlerinin, toz bazlı yöntemlere kıyasla nesne üretiminde daha hassas ve hızlı olduğu söylenebilir.

SLA veya DLP'de işlenen sıvı reçine malzemeleri, cerrahi kılavuzlar, diş modelleri, kalıcı ve geçici kronlar ve diş eti bariyerleri üretmek için kullanılır.

2.2.2.2. Toz Bazlı Malzemeler: Toz bazlı malzemelerin malzeme spektrumu polimerlerden, metallere ve seramiklere kadar uzanır. Bu malzemeler lazer radyasyonu kullanılarak sinterlenebilir veya eritilebilir. Seçici lazer sinterleme (SLS) ve Çoklu Jet Füzyon (MJF) gibi teknolojiler yaygın bir malzeme olarak poliamid tozu kullanır. Doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) ve seçici lazer eritme (SLM), 3B üretim için titanyum, çelik, kobalt krom gibi metal alaşım tozları kullanır. Diş hekimliğinde, metal 3B üretim çoğunlukla oral maksillofasiyal (OMF) implantları ve diş kronlarını üretmek için kullanılır(77).

Polimer toz bazlı 3B üretim yöntemleri anatomik modeller ve cerrahi kılavuzlar üretmek için kullanılır. Hem polimer hem de metal tozları yüksek derecede biyouyumluluk gösterir(144,145).

2.2.2.3. Solid Bazlı Malzemeler: Filament formundaki malzemeler, yoğunlaştırılmış biriktirme modellemesi (FDM) teknolojisinde kullanılır. Filament ısıtılır ve sıcak bir nozülden püskürtülür ve bir nesne oluşturmak için katman katman biriktirilir(88). Polilaktik asit (PLA) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS) polimerleri, FDM teknolojisinde en yaygın kullanılan malzemelerdir(98).

Aşağıdaki tablo, çeşitli 3B üretim yöntemleri için orijinal ekipman üreticilerini (OEM), kullanılan üretim teknolojisini ve kullanılan malzemenin çeşidini göstermektedir(88).

Tablo 2.5 Çeşitli 3B üretim yöntemleri için orijinal ekipman üreticileri (OEM), kullanılan üretim teknolojisi ve kullanılan malzemenin çeşitleri

Malzeme Tipi	Üretici Firma	Üretim Teknolojisi	Üretim Cihazı	Malzeme
Sıvı Malzemeler	Formlabs (ABD)	Düşük Güçlü Stereolitografi (LFS)	Form 2, Form 3B, Form 3BL	Fotopolimerize rezin
	DWS (İtalya)	Stereolitografi (SLA)	Xfab Series, Xpro Series, DFAB	Fotopolimerize rezin
	3D Systems (ABD)	Dijital Işık İşleme (DLP)	NextDent 5100	Fotopolimerize rezin
	EnvisionTec (ABD)	Dijital Işık İşleme (DLP)	Envision One	Fotopolimerize rezin
	Asiga (Avustralya)	Dijital Işık İşleme (DLP)	MAX Series	Fotopolimerize rezin
	SprintRay (ABD)	Dijital Işık İşleme (DLP)	PRO Series, Moonray	Fotopolimerize rezin
	Rapid Shape (Almanya)	Dijital Işık İşleme (DLP)	D Series	Fotopolimerize rezin
	Stratasys (ABD)	Malzeme püskürtme	Connex Series	Fotopolimerize rezin
Toz Malzemeler	EOS (Almanya)	Seçici lazer sinterleme (SLS)	Formiga, P Series	Polimer tozu
	EOS (Almanya)	Doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS)	M Series	Metal tozu
	HP (ABD)	Multi Jet füzyon (MJF)	HP MJF 5200 Series	Polimer tozu
	3D Systems (ABD)	Seçici lazer sinterleme (SLS)	sPRO Series, ProX	Polimer tozu
	3D Systems (ABD)	Doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS)	DMP Series	Metal tozu
	SLM (Almanya)	Seçici lazer eritme	SLM Series	Metal tozu
Katı Malzemeler	Ultimaker (Hollanda)	FDM	Ultimaker S5, 3, 3+	Polimer filament

İndirekt restorasyonların klinik başarısında simantasyon en önemli aşamalardan biridir. Dental simanlar restorasyon ile diş dokusu arasındaki yüzey bağlantısını sağlar ve mikrobiyal sızıntıya karşı bariyer görevi görürler. Oluşan bağlantı mekanik, kimyasal ya da bu ikisinin kombinasyonu halinde olabilir.

2.3. Yapıştırma Simanları

Günümüzde daimî simantasyon için kullanılan simanlar şunlardır(146,147);

- Çinkofosfat simanlar; 1800'lerden bugüne diş hekimliğinde en uzun kullanım geçmişine sahip simandır. %10 oranında magnezyum içeren çinko oksit

tozundan ve %45-64 arasında fosforik asit ve %30-55 su içeren likitten oluşur. Diş dokularına kimyasal adezyon göstermemesi, ağız sıvılarında yüksek çözünürlüğü ve düşük mekanik özellikleri gibi çeşitli dezavantajlarına rağmen, geçmişte kronların yapıştırılmasında en başarılı siman olarak kabul edilen çinko fosfat siman, günümüzde halen simantasyonda kullanılmaktadır.

- Polikarboksilat simanlar; 1968 yılında, diş dokularına bağlanan ilk simantasyon materyali olan polikarboksilat siman piyasaya sürülmüştür. En önemli iki avantajı, diş dokularına bağlanması ve biyouyumluluğudur. Simanın diş dokusuna kimyasal olarak bağlanması, serbest karboksilik gruplarının kalsiyum ile etkileşimi sonucunda gerçekleşmektedir. Günümüzde yüksek mekanik dayanıma sahip materyallerin gelişmesiyle simantasyonda polikarboksilat simanların kullanımı sıklıkla tercih edilmemektedir.
- Geleneksel cam iyonomer simanlar; ilk olarak 1971 yılında Wilson ve Kent tarafından silikat siman ile poliakrilat simanın birleşimi sonucunda elde edilmiştir. Toz olarak floroalumina silikat cam, likit olarak da poliakrilik asitten oluşur. Geçmişte yalnızca restoratif amaçla kullanılırken, 1977 yılında Wilson tarafından yapıştırma ajanı olarak da tanıtılmış, 1980'lerde ise kullanıma sunulmuştur. Yapıştırma ajanı olarak kullanılan Tip I CİS kolay uygulama, bağlanma özellikleri, düşük termal genleşme katsayıları ve uzun vadeli flor salınım kapasiteleri ve ağız ortamındaki düşük çözünürlükleri nedeniyle kron veya köprülerin simantasyonunda dental simanlar arasında en çok kullanılanlarıdır.
- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar; geleneksel CİS'in kısa çalışma süresi, uzun sertleşme reaksiyonu, yetersiz mekanik dayanıklılık ve erken dönemde yaşanan en önemli sorunlardan biri olan nem kontaminasyonu gibi dezavantajlarını giderebilmek için 1991 yılında CİS likidine suda çözünebilen rezin monomer eklenerek hibrit bir siman olan RMCİS geliştirilmiştir. Diş dokusuna adezyonu geleneksel CİS'e göre daha iyidir.
- Rezin simanlar. Bunlardan en sık kullanılanı rezin simanlardır.

2.3.1. Rezin Simanlar

Rezin simanlar CAD-CAM seramik veya kompozit restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan bir materyaldir(148,149). Bu simanların diğer simanlara

göre seramik, metal, kompozit ve diş dokusu gibi farklı yüzeylere yapışabilme, yüksek basma dayanıklılığına sahip olma ve retansiyonu arttırma, farklı renk seçeneklerine sahip olma ve ağız ortamında düşük çözünürlük gösterme gibi avantajları mevcuttur(150).

Rezin simanlar, sertleşme mekanizmasına göre;

- Kimyasal sertleşen (chemical-cured) rezin simanlar,
- Işıkla sertleşen (light-cured) rezin simanlar,
- Hem kimyasal hem ışıkla sertleşen (dual-cured) rezin simanlar olmak üzere 3 gruba ayrılır.

2.3.1.1. Kimyasal Sertleşen Rezin Simanlar: Bu simanlarda baz ve katalizörden oluşan iki farklı patın karıştırılmasıyla kimyasal yolla polimerizasyon başlar. Patların birinde polimerizasyonu başlatıcı olan benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyonun hızlanmasını sağlayan tersiyer amin mevcuttur. Bu simanlar, ışık geçirmeyen yüksek dayanıklılığa sahip restorasyonlar, metal restorasyonlar ve kök içi postlar için kullanılır. Bu tip rezin simanların çalışma sürelerinin kısa olması, içeriğindeki aminlerden dolayı zaman içinde renkleşmeleri, polimerizasyon büzülmesi ve karıştırma sırasında hava ile temasa bağlı oksijenin polimerizasyonu engellemesi dezavantajlarıdır(151).

2.3.1.2. Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar: Bu simanlar, içerisinde polimerizasyonu başlatan kamforokinon ve polimerizasyonu hızlandıran alifatik amin içeren tek pat şeklinde bulunurlar, tek pat halinde uygulanırlar ve 420-450 nm dalga boyuna sahip görünür ışık ile polimerize olurlar(151). Bu simanlar, ışık penetrasyonuna izin veren, 1,5-2 mm'den daha düşük kalınlıktaki translusent yapıda seramik veya kompozit venerlerin simantasyonunda kullanılırlar. Bu simanların çalışma ve yerleştirme zamanının uzun olması, renk stabilizasyonu sağlaması en önemli avantajlarıdır(152).

2.3.1.3. Hem Kimyasal Hem Işıkla Sertleşen (Dual-Cured) Rezin Simanlar: Bu simanların baz kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcıları, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri bulunmaktadır. Polimerizasyon süreci boyunca serbest radikal oluşumu ve monomer dönüşümü dinamikleri bir arada ilerler(153).

Bu simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1, 5-2 mm. den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır(151).

2.3.2. Adezyon Mekanizmalarına Göre Adeziv Simanlar

2.3.2.1. Total-Etch Rezin Simanlar: Total etch rezin simanların en güçlü bağlantı kuvvetini sağlayan sistemler olduğu bildirilmiştir. Fakat uygulama adımlarının çok oluşu ve teknik hassasiyet gerektirmesi bu tekniğin dezavantajıdır(154).

Bu sistemler kullanım basamaklarının sayısına göre iki basamaklı ve üç basamaklı total-etch rezin simanlar olarak ikiye ayrılır. Üç basamaklı adeziv sistemlerde %30-40'lık fosforik asit ile asitleme yapıldıktan sonra primer ajan uygulaması ve ardından adeziv rezin ajan uygulaması ile prosedür devam eder. İki basamaklı sistemlerde ise asit uygulamasının ardından tek şişede birleştirilen primer ve adeziv rezin uygulanır(155).

2.3.2.2. Self-Etch Rezin Simanlar: Self etch adezivlerde ayrıca bir asitleme adımı bulunmamaktadır. Self etch sistemlerde mine ve dentini aynı anda asitleyen ve primer uygulayan asidik monomerler vardır(156). Bu sistemler uygulama şekillerine göre iki ve tek basamaklı olarak; asit derecelerine göre kuvvetli, orta kuvvetli ve hafif asidik olarak sınıflandırılır.

2.3.2.3. Self-Adeziv Rezin Simanlar: Geleneksel yapıştırma simanlarına göre uygulanması daha kolay olan ve üstün mekanik özelliklere sahip olan self-adeziv rezin simanlar 2002 yılında piyasaya sürülmüştür(157). İki patlı sistemlerdir. Çeşitli rezin bazlı dental materyallerde kullanılan geleneksel monometakrilat, dimetakrilat veya multimetakrilat monomerlerden oluşur. Bu monomerler Bis-GMA, BisGMA'nın üretan oligomerleri, UDMA, HEMA, gliserol dimetakrilat (GDMA), TEGDMA, trimetiloilpropan trimetakrilat (TMPTMA) şeklinde sıralanabilmektedir.

Bu simanlar ile simantasyon işlemi tek adımda gerçekleştirilebilmektedir. Böylece kontaminasyon riski ve hatalı uygulamaya bağlı başarısız sonuçlar azalmaktadır. Mikro aşındırma yapılmamış veya asit, primer, bond uygulanmamış bir diş yüzeyine de bağlantı gerçekleştirebilir(157).

Bu simanlar zirkonyum destekli seramik kronların, metal destekli kron ve köprülerin, metal ve fiber postların simantasyonunda kullanılırlar(158).

Yeni geliştirilen self-adeziv rezin simanlar diğer rezin simanların aksine uygulama öncesi diş yüzeyinde bir hazırlık gerektirmezler, asit ve primer ayrılmamıştır. Daha az teknik hassasiyet gerektirdiğinden, uygulanması ve hazırlanması daha kolaydır(159–161).

Self-adeziv rezin simanlar smear tabakasını uzaklaştırmazlar, korurlar veya değiştirirler, dolayısıyla postoperatif hassasiyet oluşturmazlar. Aynı zamanda uygulama basamaklarının azalması hastanın koltukta kalacağı süreyi azalttığı gibi adeziv prosedürün uygulanması sırasında oluşabilecek teknik hataları da minimuma indirmektedir(157,162,163).

İndirekt restorasyonların yapıştırılmasında tavsiye edilen yapıştırıcı siman kalınlığı 25µm veya daha azdır. Böylece geliştirilmiş marjinal adaptasyon gösteren restorasyonlar üretilmiş olur(164). İyi bir marjinal adaptasyon ve mikrosızıntının az olması veya hiç olmaması indirekt restorasyonun ömrünü etkileyen önemli faktörlerdendir.

Mikrosızıntı, siman ile diş arasında mikroskobik bir boşluk olduğunda meydana gelir, bakteri, iyon ve moleküllerin içeri sızmasına neden olur ve diş-siman arayüzünü olumsuz yönde etkiler. Mikrosızıntının sonuçları arasında pulpa iltihabı, nekroz, kenar renklenmesi, postoperatif hassasiyet, sekonder çürükler ve restorasyon kaybı yer alır(165).

2.4. Mikrosızıntı

Klasik olarak mikrosızıntı, bakteriler, ağız sıvıları, moleküller ve/veya iyonlar gibi maddelerin sıvı dolu bir boşluğa veya mevcut bir yapısal kusura veya restoratif materyaller ile diş yapısı arasında oluşan aralığa yayılmasıdır(166,167).

2.4.1. Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri

Restorasyonların kaviteyi örtüleme özelliklerini, kenar uyumlarını, diş–restorasyon arasında oluşabilecek geçirgenliğin derecesini belirlemek için pek çok yöntemden yararlanılmaktadır. Bu yöntemler(167–169);

1- Boyar madde penetrasyon testleri,
2- Radyoizotoplar,
3- Kimyasal ajanlar,
4- Bakteriyel çalışmalar,

5- Hava basıncı yöntemi,
6- Nötron aktivasyon analizi,
7- Elektro-kimyasal çalışmalar,
8- Mikroskobik inceleme yöntemleridir.

2.4.1.1. Boyar Madde Penetrasyon Testleri: Bu yöntem; çekilmiş ve restore edilmiş bir dişin apeksinin tıkanarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre için boya solüsyonu içinde bekletilmesi temeline dayanmaktadır. Daha sonra örneklerin kesitleri alınarak sızan boya miktarı mikroskop altında incelenir(170,171). Boya penetrasyonunun mikroskobik analizi sadece iki boyutlu bir görüntülemedir ve numunelerin kesilmesini gerektirir(172,173). Çoğunlukla kullanılan boyalar şunlardır(170,174);

- %20'lik floresan,
- %0,25'lik toluidin mavisi,
- %2'lik eritrosin,
- %0,05 kristal violet,
- %0,5-2 bazik fuksin,
- %50'lik gümüş nitrat,
- %2'lik anilin mavisi,
- %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi ve
- %5'lik eosin.

2.4.1.2. Radyoizotopların Kullanılması: Restorasyon materyali ile diş dokusu arasından geçen radyoizotopların otoradyografiarda gösterilmesi tekniğidir. Diş üzerinde restore edilmiş alan dışındaki bölgeler örtülendikten sonra radyoaktif solüsyon içerisinde belirli bir süre bekletilir ve yıkanıp kurutulduktan sonra uzunlamasına kesilerek röntgen filmi üzerine bırakılır. Otoradyografi sonucunda izotopun gözlendiği alana göre mikrosızıntı belirlenir(175). En sık kullanılan izotoplar(176);

- I131,
- Ca45,
- S35,
- Na22,

- C14 ve
- P32 radyoizotoplarıdır.

2.4.1.3. Kimyasal Ajanların Kullanılması: Bu yöntemde, radyoaktif olmayan renksiz, iki komponentli kimyasal boyayıcılar kullanılır. Sızıntının tespit edilmesinde gümüş tuzları, bunlardan da en sık %50'lik gümüş nitrat tuzları kullanılmaktadır(168,177).

2.4.1.4. Bakteriyel Yöntemler: Mikrosızıntı çalışmalarında bakteri kullanılması, restore edilmiş dişlerin bakteri kültürü içerisine daldırılması ve diş–restorasyon ara yüzeyinde bakteri üremesi olup olmadığı esasına dayanan bir yöntemdir. Bakteriler özel yöntemlerle boyandıktan sonra sızıntının derecesi belirlenir(168,178). S. Sangius, S. Epidermidis, S. Mutans ve kromopetit floresan pigmenti içerdiği için izlenmesi kolay olan P. Floresans gibi bakteriler sıklıkla kullanılan bakteri türleridir(179).

2.4.1.5. Hava Basıncı Yöntemi: Sızıntı çalışmalarında eskiden beri kullanılan bu yöntem, basınçlı havanın dişe, kök kanalına ve pulpa odasına gönderilmesi ve statik sistem içerisinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile sızıntının saptanması esasına dayanan bir yöntemdir(180).

2.4.1.6. Nötron Aktivasyon Analizi: Mikrosızıntının in-vivo ve in-vitro ölçülebilmesine olanak sağlayan bir yöntemdir. Restorasyon kenarına radyoaktif olmayan Manganez gibi bir kimyasal işaretleyici yerleştirilip kenarlarından sızması sağlandıktan sonra örneklerin nükleer bir reaktörün çekirdeğine yerleştirilerek Mn56 ile bombardımana uğratılıp her bir dişin aldığı mangan miktarı ölçülerek mikrosızıntının belirlenmesi yöntemidir(181).

2.4.1.7. Elektrokimyasal Yöntemler: Bu yöntemde ana prensip, restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde elektrod görevi görecek bir levha yerleştirildikten sonra restorasyonun tamamlanarak dişin tamamen izole edilip elektrolit banyosuna daldırılarak dışarıda bulunan bir güç kaynağına bağlandığında varsa kenar aralığından geçen akımın ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Elektrik akımındaki herhangi bir sapma restorasyon ara yüzeyinde bir aralık oluştuğunu göstermektedir. Metalik restorasyonlarda kullanımı uygun olmayan bir yöntemdir(182,183).

2.4.1.8. Mikroskobik İnceleme Yöntemleri: Araştırmacıların çoğu restorasyon materyallerindeki sızıntıyı farklı metodlarla inceledikten sonra kavite kenarlarında elde ettikleri bulguları değerlendirmek için mikroskobik analiz yöntemini kullanmaktadırlar(184).

a) Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Bu yöntemle, iki yüzey arasında oluşan bağlantıda yüzeyler arasında mevcut bulunan mesafeyi ölçmek mümkündür. Direkt ve replika teknik olarak iki biçimde incelenebilmektedir.

b) Konfokal lazer tarama elektron mikroskobu (CLSM)

Floresan boyalar (Rhodamin) kullanılarak işaretleme yapan elektron mikroskop tekniğidir(185,186). Taramalı elektron mikroskobundan farklı olarak lazer tarama elektron mikroskobunda ıslak yapıdaki örneklerin incelenebilmesi de mümkündür(187).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma için Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2024-156 proje numarasıyla etik kurul onayı alınmıştır. Bu çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi BAP Koordinatörlüğü tarafından 2024/060 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İn-vitro olarak yürütülen bu çalışmada 2 grupta eklemeli sistem ile üretilen indirekt overlay restorasyonlar ve diğer 1 grupta eksiltmeli sistem ile üretilen indirekt overlay restorasyonlar kullanılmıştır.

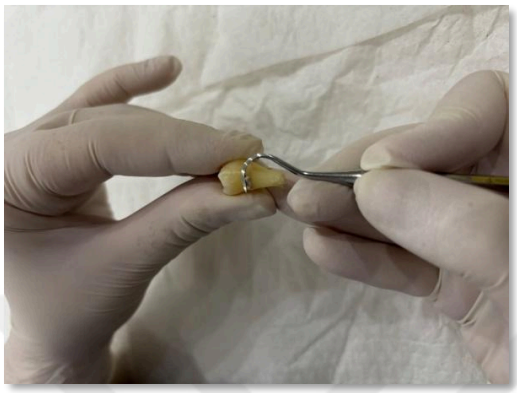
Tablo 3.1 Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri

Ürün Adı	Firma Adı	Kimyasal İçerik	LOT No
Saremco Print Crowntec Reçine	Saremco Dental (AG, İsviçre)	Bısfenol A Polietilen Glikol Dieter Dimetakrilat, BisEMA 50-75<%, Metil Benzoilformat 1-5<%, Difenil (2,4,6-Trimetilbenzoil) Fospin Oksit 1-5<%, Silanize dental cam, Pirojenik, Silika, Katalizörler, İnhibitörler,silanize diş camı, toplam inorganik dolgu maddesi içeriği (partikül boyutu 0,7 µm) kütlece %30-50'dir.	E522
Permanent Crown Reçine	Formlabs (ABD)	4,4'-izopropilfenol, BisEMA etoksillenmiş ve 2-metilprop-2 enoik asit, silanize dental cam, metil benzoilformat, difenil (2,4,6-trimetil benzoil) fosfin oksit	601310
Cerasmart 270 Hybrid Ceramic Block A2 HT 14	GC (Tokyo, Japonya)	Bis-MEPP, UDMA, DMA, ağırlıkça %71 silika (20 nm), baryum cam (300 nm) nano partikülleri	2404101
G-Cem One Self-Adhesive Resin	GC (Tokyo, Japonya)	UDMA, 10-MDP, diğer dimetakrilat monomerleri, floroalüminosilikat cam, silisyum dioksit, trimetoksi silan, 6-tert-bütil-2,4-ksilenol, 2,6-di-tert-bütil-p-kresol, EDTA disodyum tuzu dihidrat, vanadil asetilasetonat, TPO, başlatıcılar, askorbik asit, kamforkinon, MgO, pigmentler	2407111
G-Cem One Adhesive Enhancing Primer	GC (Tokyo, Japonya)	MDP, MDTP, 4-MET, metakrilat, başlatıcılar, su ve ethanol	2204111
G-Multi Primer	GC (Tokyo, Japonya)	Etil alkol (90–100%), fosforik asit ester monomer (1–5%), ve dimetakrilat (1–5%)	2203181
Panavia SA Cement Plus	Kuraray (Hattersheim, Almanya)	Pat A; 10-MDP, Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, silanlı baryum cam doldurucu, kolloidal silika, kamforokinon, peroksit, katalizör, pigmentler Pat B; Hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, Silanlı baryum cam doldurucu, sodyum florid, akselatör, pigmentler. Toplam inorganik dolgu miktarı yaklaşık hacimce %40. İnorganik doldurucuların parçacık boyutu 0,02 mm ile 20 mm arasında değişmektedir.	320217

3.1. DİŞLERİN TOPLANMASI VE HAZIRLANMASI

Çalışma için Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane etik kurulundan çalışma izni alınmasını takiben, in-vitro olarak yürütülen bu çalışmada kullanılmak üzere, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene

Cerrahisi Anabilim Dalı'nda ortodontik, protetik ve/veya periodontal sebeplerle çekilmiş 66 adet molar diş kullanıldı. Dişlerde çürük, çatlak veya restorasyon olmamasına dikkat edildi. Dişler üzerindeki yumuşak doku artıkları, kemik parçacıkları ve diş taşları periodontal küret ve detertraj fırçası kullanılarak temizlendi ve çalışma süresi boyunca her gün yenilenen distile su içerisinde saklandı.



Şekil 3.1 Dişlerin temizlenmesi

Tüm örneklerin restorasyon yüzeyinin 1 mm altında kalan yüzeyleri (mine-sement seviyesinin altındaki tüm kök yüzeyleri) 3 kat tırnak cilasıyla (Flormar, Türkiye) kaplandı.



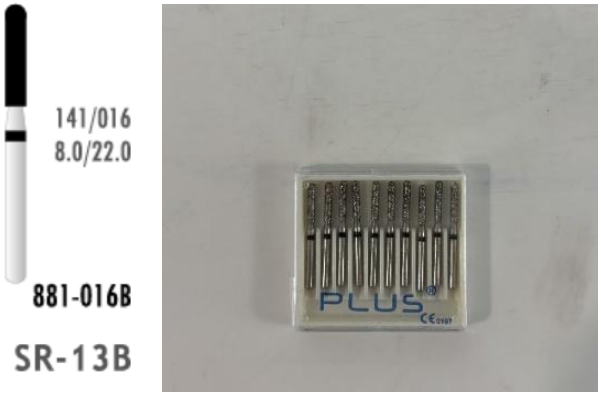
Şekil 3.2 Dişlerin mine sement seviyesinin altındaki tüm kök yüzeylerinin tırnak cilasıyla kaplanması

Dişler, otopolimerizan akrilik içerisine dikey eksen boyunca mine-sement birleşimi seviyesinde gömülü kalacak şekilde yerleştirildi.

3.2. DİŞLERİN PREPARASYONU

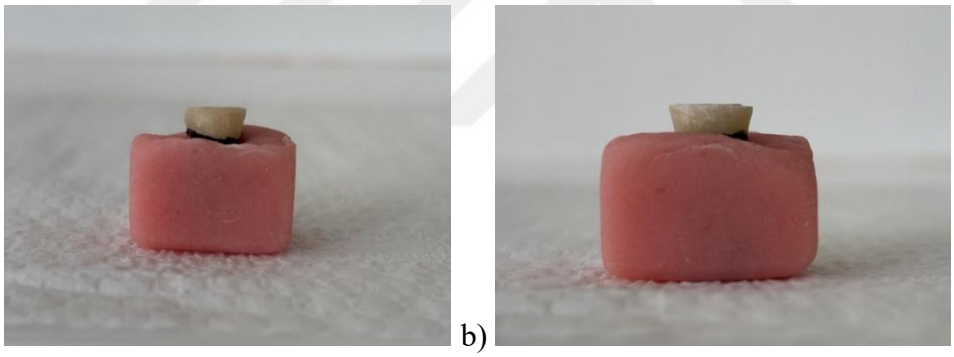
66 dişin hepsine aynı koronal diş preparasyonu aynı diş hekimi tarafından gerçekleştirildi. Deneyimli bir hekim tarafından, her kavitede yeni bir ucu dik açılı

silindirik elmas frez (Plus Elmas Frez ISO 141/016, Size 8.0/22.0, Çin) kullanılarak yüksek hızda dönen su soğutmalı döner alet yardımıyla overlay preparasyonu yapıldı.

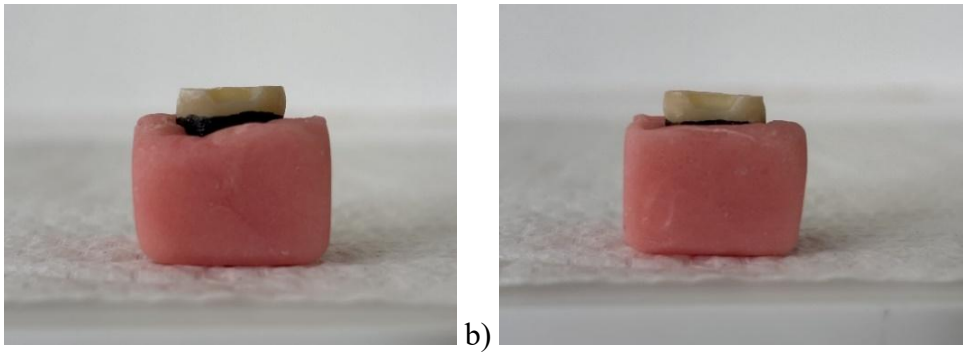


Şekil 3.3 Preparasyonda kullanılan dik açılı silindirik elmas frez

66 dişin preparasyon sınırları mezial ve distalde mine-sement birleşiminin 1 mm üzerinde, overlay preparasyonu yapıldı. Kavitelerin iç açıları yuvarlatıldı ve marjin sınırlarına bevel uygulanmadı.



Şekil 3.4 Prepare edilen dişin bukkal(a) ve lingual(b) yönlerden görünümü



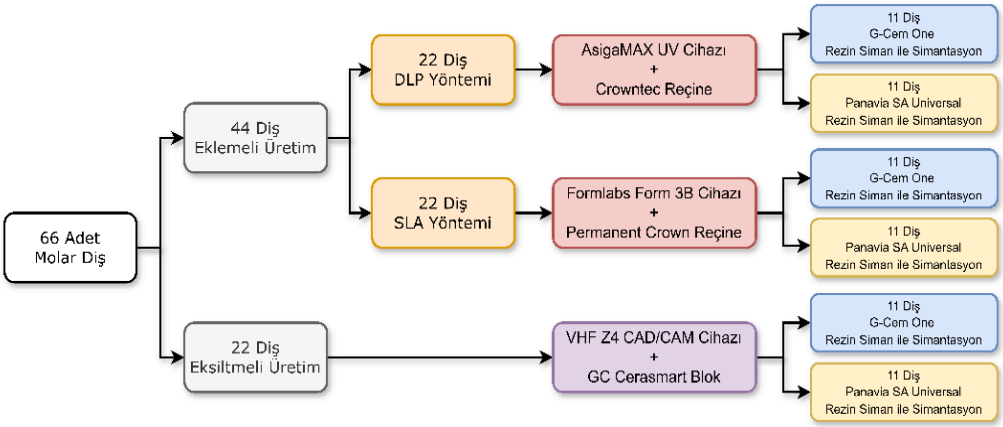
Şekil 3.5 Prepare edilen dişin mezial(a) ve distal(b) yönlerden görünümü



Şekil 3.6 Prepare edilen dişin oklüzal yönden görünümü

3.3. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Dişler eklemeli ve eksiltmeli restorasyonların yerleştirileceği rastgele 3 gruba ayrıldı. Her grup ise kendi içinde iki farklı rezin siman ile simante edilecek şekilde 2 alt gruba ayrıldı. Toplam 66 adet diş kullanılan çalışmada 3 ana grup oluşturuldu ve her grupta 2 alt grup oluşturuldu. Bu gruplarda rastgele seçilen 11 adet (n=11) diş yer almaktadır.



Şekil 3.7 Deney gruplarının şematik gösterimi

Grup 1 (Eklemeli DLP sistem-Asiga MAX UV cihazı ile restore edilen dişler); (22 diş)
Grup 1-a: Dişlerin preparasyonundan ve overlay restorasyonların üretiminden sonra, simantasyonda G-CEM ONE Self-adhesive dual-cure rezin siman üretici talimatına göre kullanıldı. (11 diş)
Grup 1-b: Dişlerin preparasyonundan ve overlay restorasyonların üretiminden sonra, simantasyonda Panavia SA universal adhesive dual-cure rezin siman üretici talimatına göre kullanıldı. (11 diş)

Grup 2 (Eklemeli SLA sistem-Formlabs Form 3B cihazı ile restore edilen dişler); (22 diş)

Grup 2-a: Dişlerin preparasyonundan ve overlay restorasyonların üretiminden sonra, simantasyonda G-CEM ONE Self-adhesive dual-cure rezin siman üretici talimatına göre kullanıldı. (11 diş)

Grup 2-b: Dişlerin preparasyonundan ve overlay restorasyonların üretiminden sonra, simantasyonda Panavia SA universal adhesive dual-cure rezin siman üretici talimatına göre kullanıldı. (11 diş)

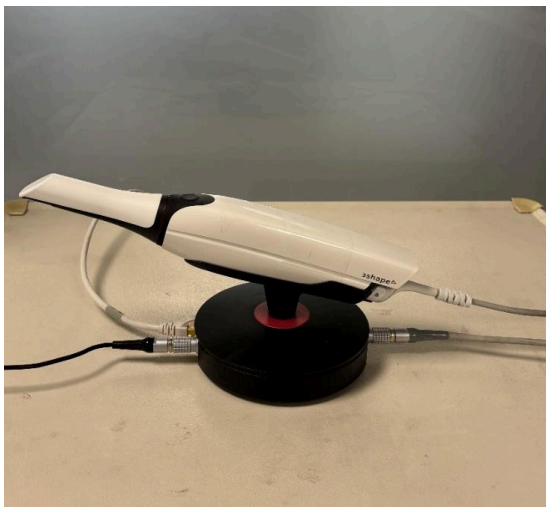
Grup 3 (Eksiltmeli sistem-VHF Z4 frezeleme cihazı ile restore edilen dişler); (22 diş)

Grup 3-a: Dişlerin preparasyonundan ve overlay restorasyonların üretiminden sonra, simantasyonda G-CEM ONE Self-adhesive dual-cure rezin siman üretici talimatına göre kullanıldı. (11 diş)

Grup 3-b: Dişlerin preparasyonundan ve overlay restorasyonların üretiminden sonra, simantasyonda Panavia SA universal adhesive dual-cure siman üretici talimatına göre kullanıldı. (11 diş)

3.4. ÖLÇÜ AŞAMASI ve İNDİREKT RESTORASYONLARIN ÜRETİMİ

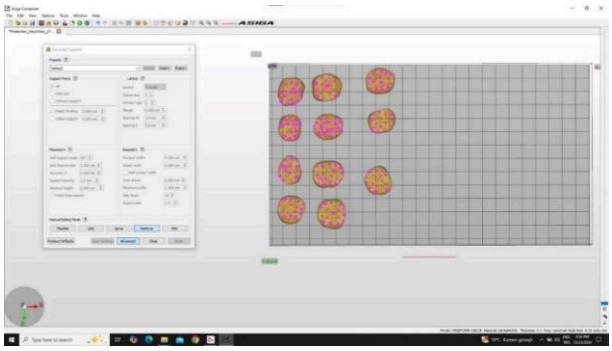
Dişlerin preparasyonundan sonra, her dişin yüzey taraması 3Shape Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarama cihazıyla yapıldı. Yine her dişin taranması sonrası 3Shape Trios Design Studio programında overlay restorasyonların tasarımı yapıldı.



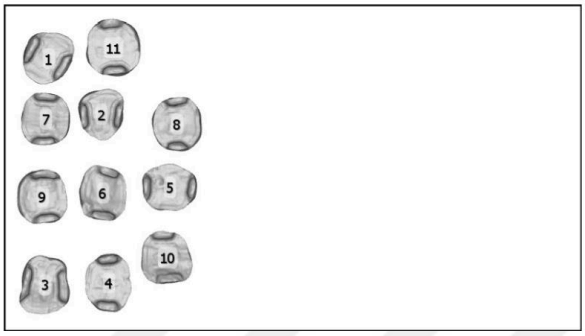
Şekil 3.8 3Shape Trios 4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarama cihazı

Eklemeli DLP sistemiyle üretilecek olan grubun üretimi için tasarım yapılıp STL dosyası olarak datalar kaydedildi.

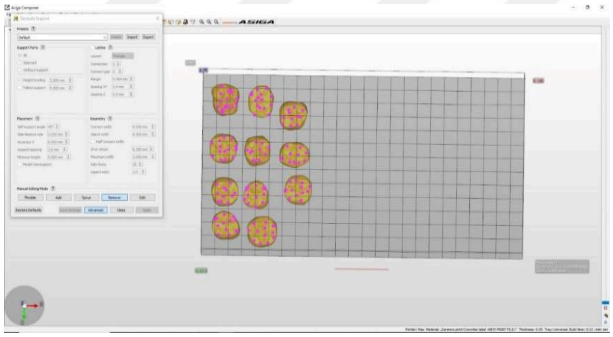
a)



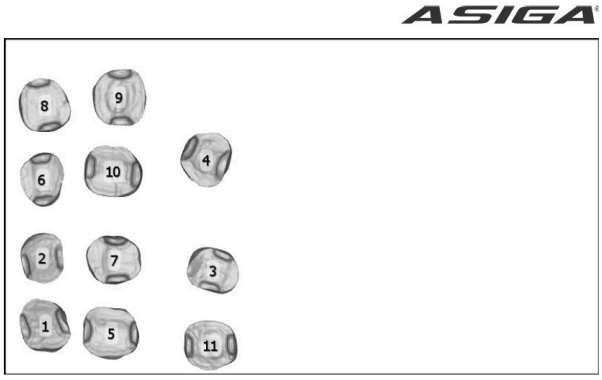
b)



c)



d)



Şekil 3.9 Tasarlanan overlay restorasyonların dataları (a, b, c, d)

Asiga Max (Asiga, Sidney, Australia) U.V 3D yazıcı cihazı kullanılarak, Crowntec A2, (Saremco) sıvı reçine ile üretim yapıldı. Üretim tamamlanınca overlay restorasyonlar tabladan ayrıldı, destek tijler temizlendi.

a) 

b) 

Şekil 3.10 Asiga Max (Asiga, Sidney, Avustralya) U.V 3D yazıcı cihazı (a) ve Crowntec A2, (Saremco) sıvı reçine (b)

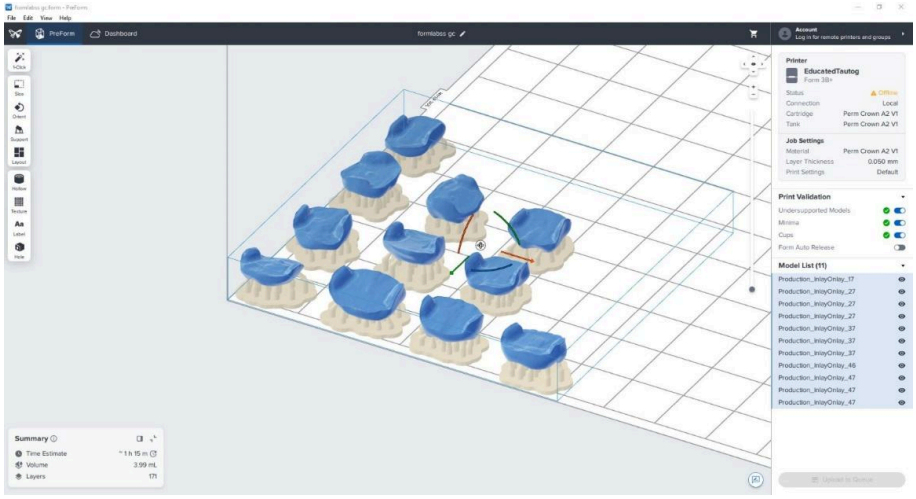
Daha sonra Labolight DUO (GC, Japonya) ünitesinde 10 dakika boyunca restorasyonun dişe oturacak yüzeyi, 10 dk boyunca ise restorasyonun oklüzal yüzeyi polimerize edildi.



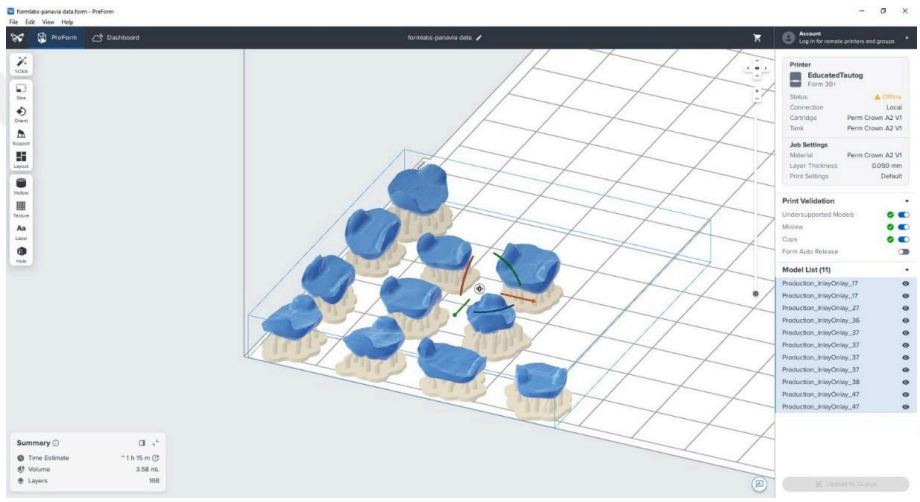
Şekil 3.11 Labolight DUO (GC, Japonya) polimerizasyon ünitesi

Eklemeli SLA sistemiyle üretilecek olan grubun üretimi için tasarım yapılıp datalar STL formatında kaydedildi.

a)



b)



Şekil 3.12 Tasarımı yapılan overlaylerin dataları (a, b)

Formlabs Form 3B+ (Form 3B+, Formlabs, ABD) cihazı kullanılarak, Permanent Crown A2 (Formlabs, ABD) reçine ile üretimi yapıldı.

a)



b)



Şekil 3.13 Formlabs Form 3B+ (Form 3B+, Formlabs, ABD) cihazı (a) ve Permanent Crown A2 (Formlabs, ABD) reçine (b)

Üretim için cihazın reçine tankı reçine ile doldurulduktan sonra baskı işlemine geçildi. İndirekt overlay restorasyonlar üretildi. Tabla cihazdan ayrıldı. Tabla üzerindeki artık reçineler temizlendikten sonra overlay restorasyonlar bir metal spatül yardımıyla yazıcı tabladan ayrıldı.

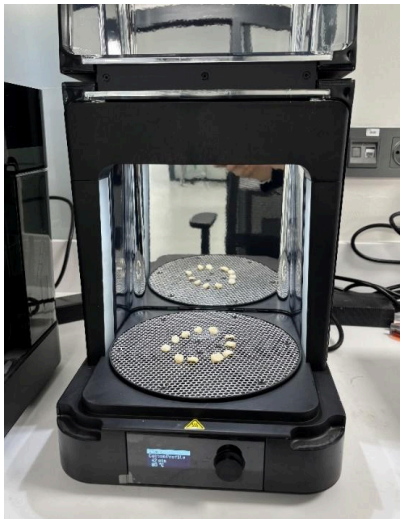
Restorasyona ait destek unsurları (supportlar) da manuel olarak uzaklaştırıldıktan sonra alkolle yıkama işlemine geçildi.

Restorasyonlar üretici firma önerisi doğrultusunda izopropil alkol (%99) içeren Form Wash (Formlabs, Çin) ünitesi kullanılarak 3 dk boyunca temizlendi.



Şekil 3.14 Form Wash (Formlabs, Çin) ünitesi

Form Cure (Formlabs, Çin) polimerizasyon ünitesinde 60ºC sıcaklıkta, 20 dakika overlay restorasyonun dişe oturacak yüzeyi, 20 dakika ise overlay restorasyonun oklüzal yüzeyi polimerize edildi.

a)  b) 

Şekil 3.15 Form Cure (Formlabs, Çin) polimerizasyon ünitesi (a, b)

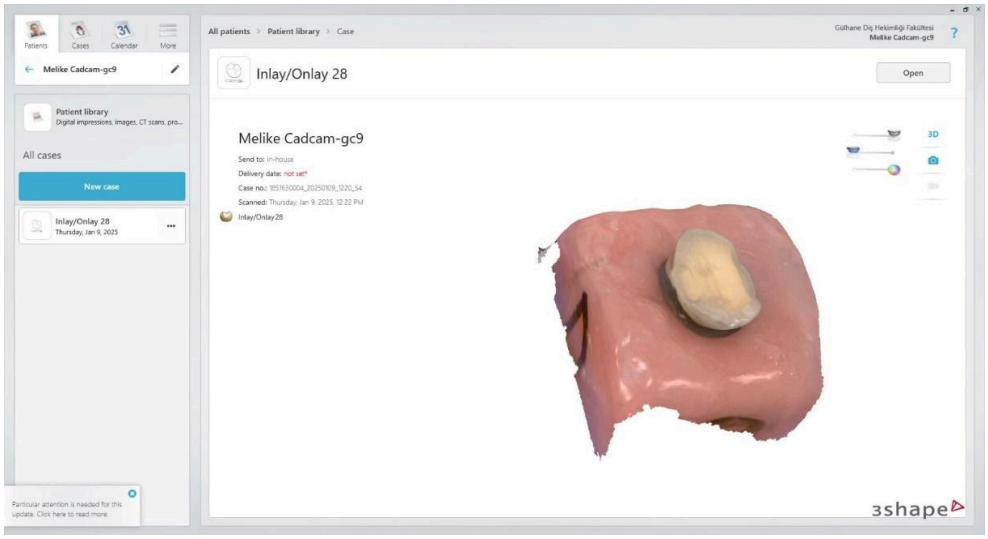
Eksiltmeli sistem ile üretilecek olan grubun üretiminde VHF Z4 (VHF camfacture AG (Ammerbuch, Almanya) CAD-CAM cihazı kullanıldı. Blok olarak GC Cerasmart 270 nanohibrit blok (GC, Tokyo, Japonya) kullanıldı.



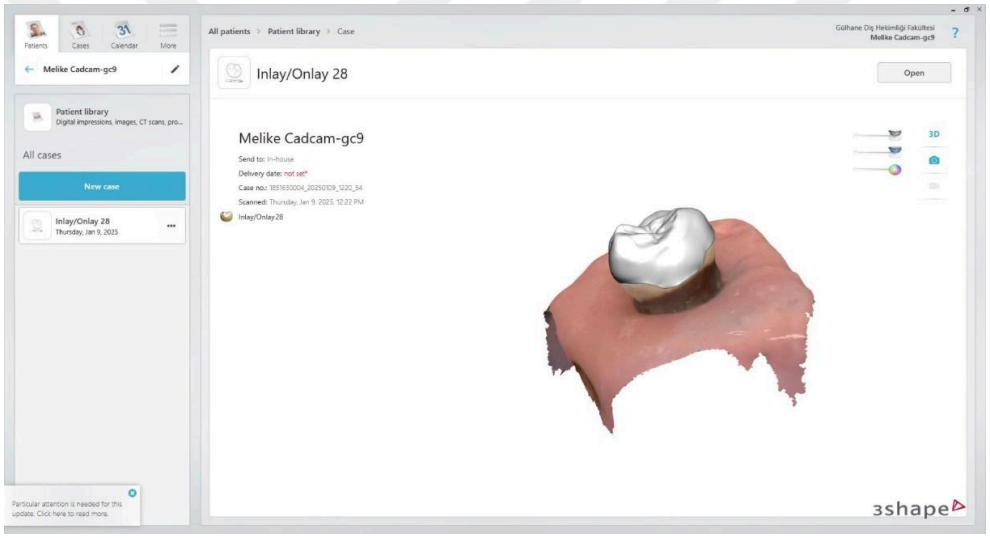
Şekil 3.16 VHF Z4 (VHF (Ammerbuch, Almanya) CAD-CAM CNC cihazı



Şekil 3.17 GC Cerasmart 270 nanohibrit blok (GC, Tokyo, Japonya)



Şekil 3.18 Dişin taranması aşaması



Şekil 3.19 Diş üzerine overlay restorasyonun tasarlanması aşaması

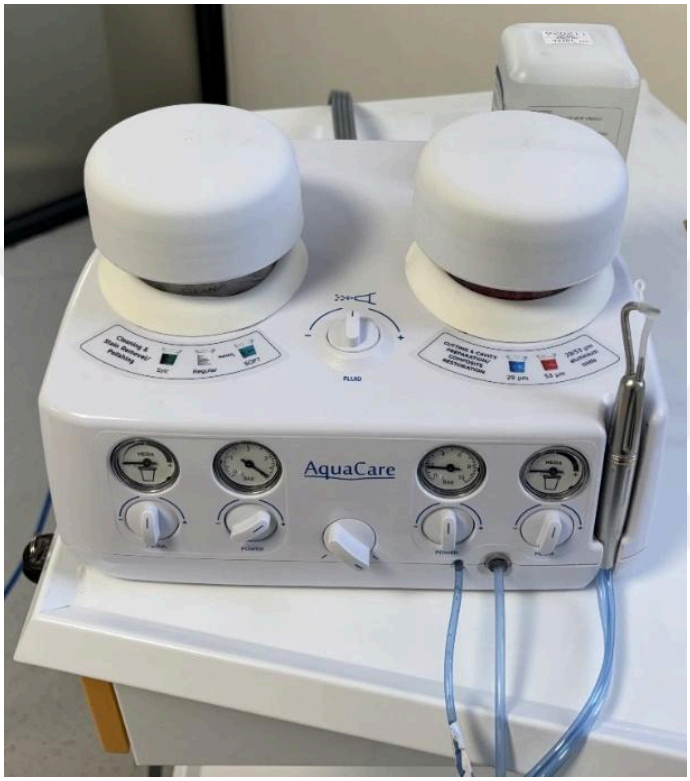
Kazıma işlemi tamamlandıktan sonra restorasyonlar bloğun metal desteğinden frezle ayrıldı ve sivri kısımlar düzeltildi.



Şekil 3.20 Kazıma işlemi tamamlandıktan sonra, overlay restorasyonun bloktan ayrılmadan önceki hali

3.5. YÜZEY İŞLEMLERİ ve İNDİREKT OVERLAY RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU

Tüm restorasyonların iç yüzeyine simantasyondan önce AquaCare Twin - Airflow ve Ağız İçi Kumlama Cihazıyla (Velopex, Birleşik Krallık) 2 Bar basınç altında, 10 mm uzaklıktan, 53 µm alüminyum oksit tozu ile kumlama yapıldı. Tüm restorasyonlar kumlamadan sonra bol su ile yıkandı ve kurutuldu.

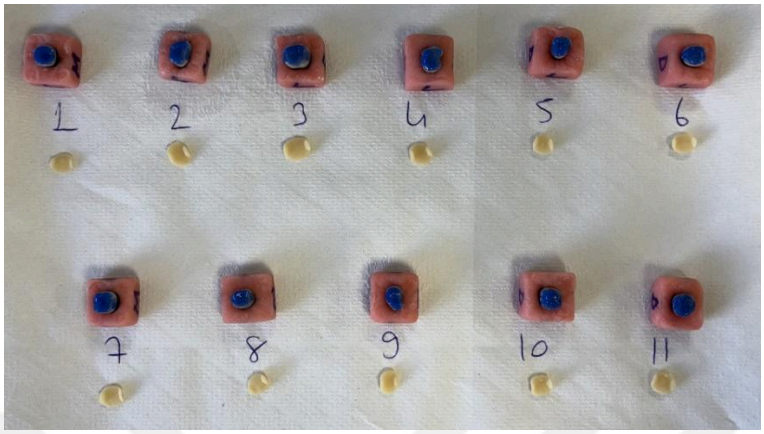


Şekil 3.21 AquaCare Twin - Airflow ve ağız içi kumlama cihazı (Velopex, Birleşik Krallık)



Şekil 3.22 53 µm alüminyum oksit tozu

Tüm dişlerin mine ve dentin yüzeylerine 20 sn boyunca K-Etchant %37'lik ortofosforik asit (Kuraray Noritake, Hattersheim, Almanya) uygulandı, aynı süre yıkandı ve kurutuldu.



Şekil 3.23 Dişlerin prepare edilmiş mine ve dentin yüzeylerine K-Etchant %37'lik ortofosforik asit uygulanması

2 farklı adeziv rezin siman, firma önerisine uygun şekilde restorasyon iç yüzeylerine ve diş üstüne uygulandı ve dişler üzerine tüm örneklerde aynı kişi tarafından parmak basıncıyla yerleştirildi(188).

G-Cem One rezin siman uygulanan örnekler;

Her grubun yarısına GCem-One adeziv rezin siman (GC, Tokyo, Japonya) uygulaması yapıldı.

a) 

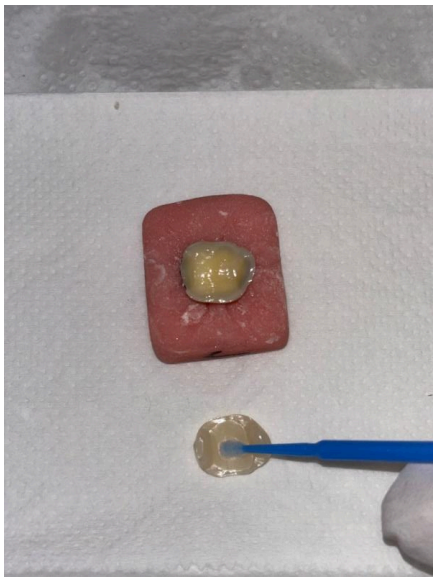
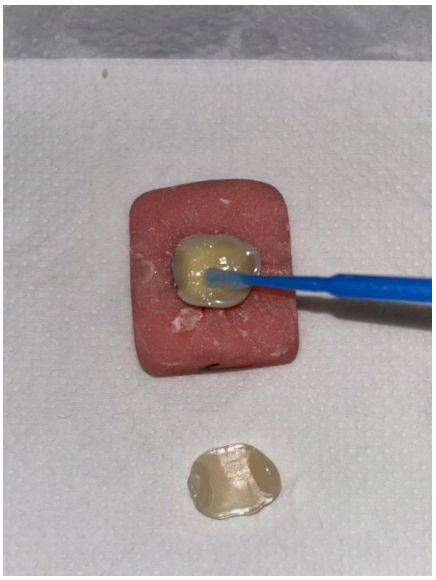
b) 

Şekil 3.24 GCem-One adeziv rezin siman (GC, Tokyo, Japonya) (a, b)

Restorasyonların kumlanması ve dişlerin asitlenmesinden sonra dişe ve restorasyona primer uygulandı. Diş üzerine yeterli miktarda rezin siman uygulanıp restorasyon doğru yönde oturtuldu ve parmak basıncıyla sabitlendi. Örneklerin etrafındaki fazla siman, sond ve fırça yardımıyla temizlendi. Örnekler yüksek modda her yönden 20 saniye O-Light LED ışık cihazı (Woodpecker, Çin) ile polimerize edildi. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra siman artıkları uzaklaştırıldı ve restorasyonların etrafları lastik disk ile polisajlandı.



Şekil 3.25 G-Multi Primer ve G-Cem One Adhesive Enhancing Primer

a)  b) 

Şekil 3.26 Restorasyon iç yüzeyine G-Multi Primer uygulaması (a), dişin prepare edilmiş yüzeyine G-Cem One Adhesive Enhancing Primer uygulanması (b)

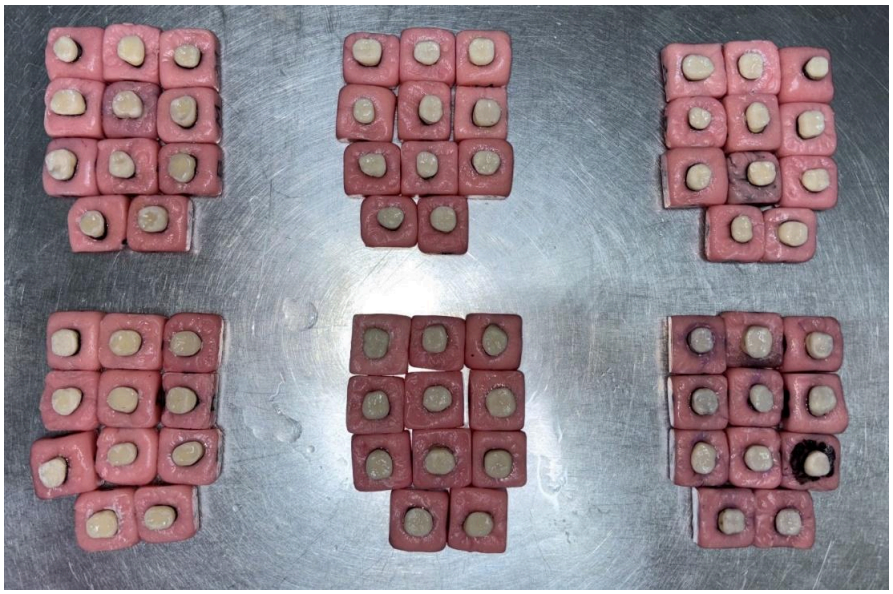
Panavia SA Universal adeziv rezin siman uygulanan örnekler;

Her grubun diğer yarısına Panavia SA Universal adeziv rezin siman (Noritake Kuraray, Almanya) uygulandı. Restorasyonların kumlanması ve dişlerin asitlenmesinden sonra diş üzerine yeterli miktarda rezin siman uygulanıp restorasyon doğru yönde oturtuldu ve parmak basıncıyla sabitlendi. Örneklerin etrafındaki fazla siman, sond ve fırça yardımıyla temizlendi. Örnekler yüksek modda her yönden 20 saniye O-Light LED ışık cihazı (Woodpecker, Çin) ile polimerize edildi. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra siman artıkları uzaklaştırıldı ve restorasyonların etrafları lastik disk ile polisajlandı.

a) 

b) 

Şekil 3.27 Panavia SA Cement Plus Universal adeziv rezin siman (a, b)



Şekil 3.28 Tüm grupların simantasyondan sonraki fotoğrafı

3.6. TERMAL SİKLUS YAŞLANDIRMA İŞLEMİ

Toplamda 66 örneğin termal yaşlandırma işlemleri için Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Thermocycler (SD Mechatronik GMHB, Westerham, Almanya) cihazı kullanıldı.

Dişler termal siklusa tabi tutuldu (5000 siklus). Termal yorulma işlemi için pek çok çalışmada örnekler 5ºC-55ºC'lik banyolarda bekletilmiştir. ISO Standartları da bu değerlerin ağız içindeki fizyolojik değerlere uygun olduğunu göstermektedir. Gale ve Darvell 1 yıllık ağız içi kullanımın yaklaşık olarak 10.000 termal siklusa denk olduğunu söylemişlerdir. Çalışmamızda da termal siklus işlemi sırasında örneklere 5 ºC ve 55 ºC'lik (±2ºC) banyolarda transfer süresi 10 sn ve bekleme süresi 30 sn olacak şekilde 6 aylık ağız içi fizyolojik sıcaklık ortamını taklit edecek şekilde 5000 termal döngü uygulanmıştır.



Şekil 3.29 Thermocycler (SD Mechatronik GMHB, Westerham, Almanya) cihazı

a)  b) 

Şekil 3.30 Termal döngünün 5000 siklusa ayarlanması (a, b)

3.7. ÖRNEKLERİN RENKLENDİRİCİ SOLÜSYONDA BEKLETİLMESİ

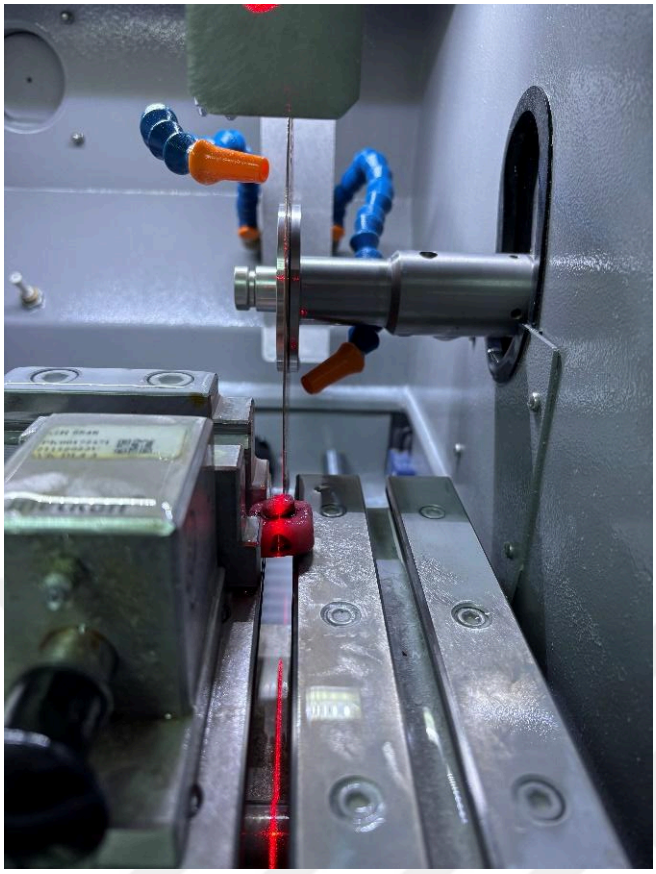
Hazırlanan örnekler ışık geçirmeyen ortamda %0,5'lik bazik fuksin solüsyonu içerisinde 24 saat süreyle bekletildi. Bu sürenin sonunda bütün örnekler akan su altında yıkanarak diş yüzeyindeki fazla boyanın uzaklaştırılması sağlandı.

3.8. ÖRNEKLERDEN KESİT ALINMASI

Örnekler, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarındaki Micracut 202 (Metkon Endüstriyel Cihaz San. ve Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) hassas kesim cihazı ile su soğutması altında 250 ų/sn hızda, dakikada 1800 RPM devir sayısıyla meziodistal yönde 2 eşit parçaya ayrıldı. Her bir diş için mesiodistal yönde bir kesim yapıldı. Böylece bukkal ve lingual olmak üzere iki adet kesit elde edildi.



Şekil 3.31 Micracut 202 hassas kesim cihazı



Şekil 3.32 Örneğin makineye yerleştirilmesi ve kesit alınacak yerin lazer ile hizalanması



Şekil 3.33 Otopolimerizan akrilik rezin içine gömülmüş ve kesit alınmış örnek

3.9. MİKROSIZINTININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Kesitler Zeiss Axiocam 503 Color Stereomikroskop (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Almanya) altında 7,21 µm/px mevcut ölçekleme, 2x objektif ve 0,63x büyütme altında incelenerek dişler ve restorasyonlar arasındaki boya sızıntısı skorlandı. Kesitlerin görüntüleri fotoğraflandı.



Şekil 3.34 Zeiss Axiocam 503 Color Stereomikroskop (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Almanya)

Mezial ve distalde ayrı ölçümler yapıldı. Boyanın en derin penetrasyonuna sahip olan bölüm, aşağıda açıklandığı gibi stereomikroskop altında 6 puanlık bir ölçeğe göre incelenerek belirlendi(188,189);

Puan 0= Mikrosızıntı yok

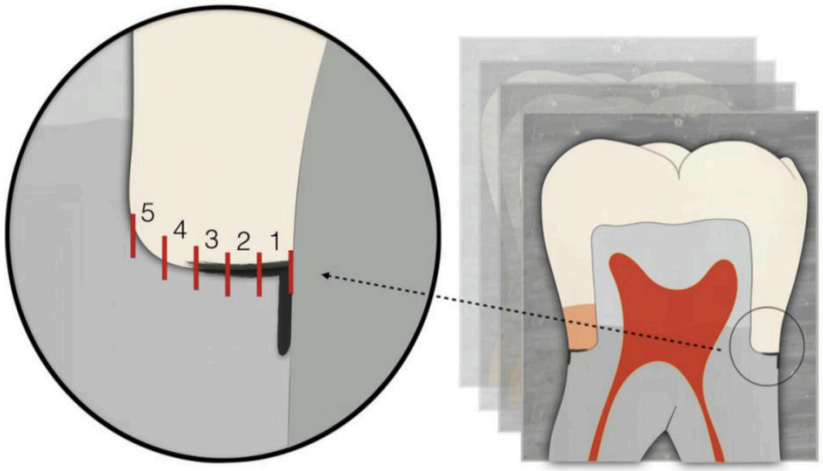
Puan 1=Arayüzün %0-20'sinde mikrosızıntı görülüyor

Puan 2=Arayüzün %20-40'ında mikrosızıntı görülüyor

Puan 3=Arayüzün %40-60'ında mikrosızıntı görülüyor

Puan 4=Arayüzün %60-80'inde mikrosızıntı görülüyor

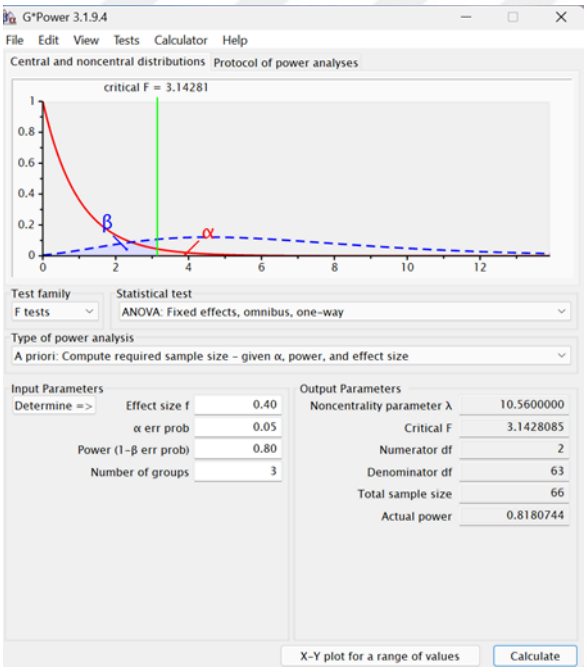
Puan 5=Arayüzün %80-100'ünde mikrosızıntı görülüyor



Şekil 3.35 Mikrosızıntı değerlerinin skorlanması için örnek alınan görsel (188)

3.10. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmamızda örneklem büyüklüğü G*Power Version 3.1.9.4 programı kullanılarak β=0,80, α=0,05 ve yapılan literatür araştırması sonucunda (tez önerisi, makale, kaynakça) etki büyüklüğü=0,40 alınarak ANOVA testi için yapılmış olup toplamda 66 örnek (her grupta n=11) alınmıştır.



Şekil 3.36 G*Power Version 3.1.9.4 programı Power Analizi ekran görüntüsü

İstatistiksel analiz için SPSS 22.0 for Windows programı kullanılmıştır. 2 yönlü ANOVA uygulanmıştır.

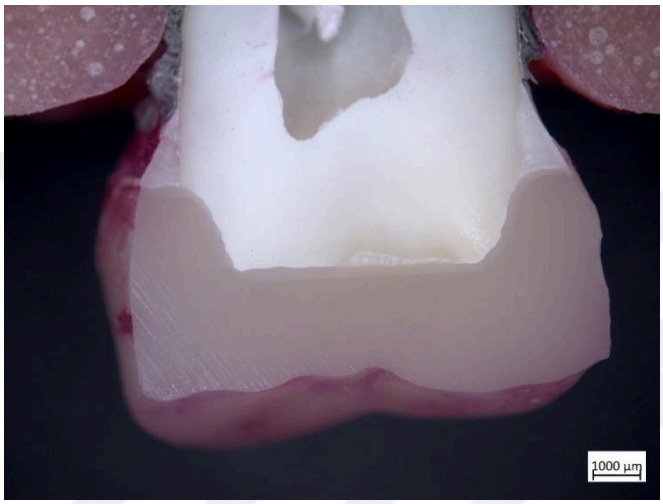
Değerlendirme sonuçlarının tanımlayıcı istatistikleri; kategorik değişkenler için sayı ve yüzde, sayısal değişkenler için ortalama, standart sapma, medyan, minimum-maksimum olarak verilmiştir.

Analiz sonuçları frekans ve yüzde olarak sunuldu. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak belirlenmiş olup; $p<0,05$ için istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

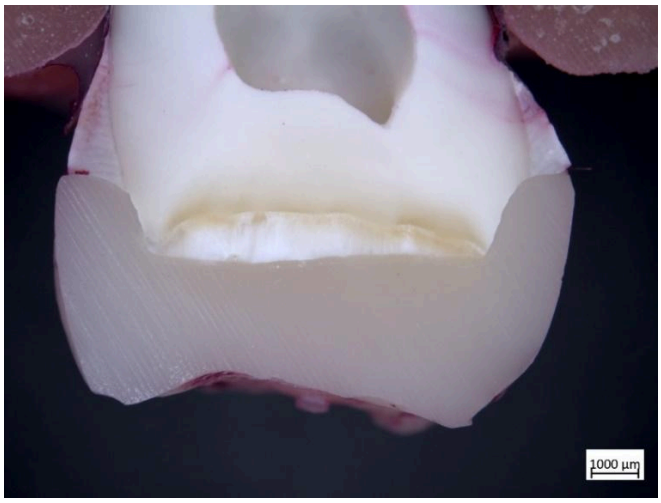
4. BULGULAR

4.1. STEREOMİKROSKOP GÖRÜNTÜLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

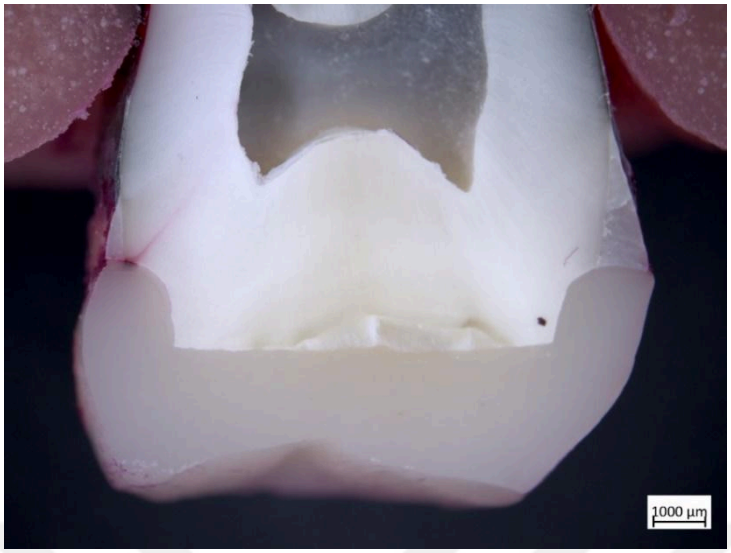
Mikrosızıntı testi uygulamasından sonra stereomikroskop altında örneklerin mikrosızıntı düzeyleri incelenmiştir ve 0-5 arası 6 puanlık bir puanlama yöntemine göre değerler verilmiştir. Örneklerin stereomikroskop altında alınan görüntülerinden birkaçı aşağıdaki gibidir.



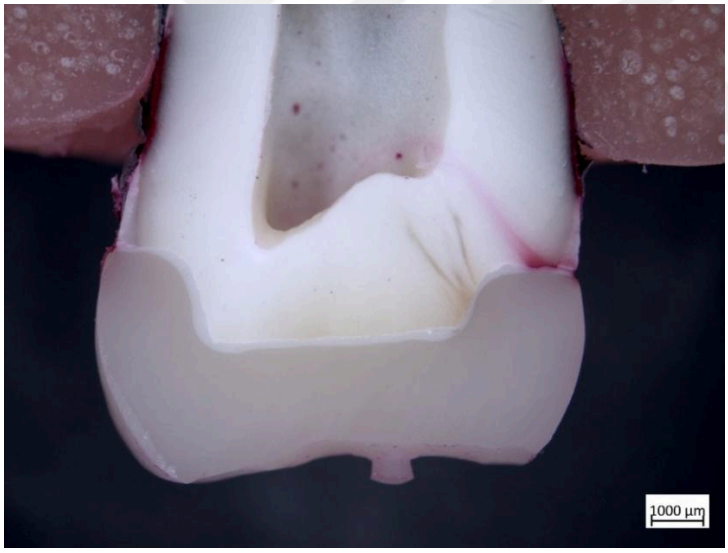
Şekil 4.1 Mikrosızıntı skorlamasında "0" değeri alan örnek (Eksiltmeli yöntem (VHF Z4 CAD/CAM frezeleme cihazı) ile üretilmiş G-Cem One rezin siman ile simante edilmiş örnek kesitinin stereomikroskop görüntüsü)



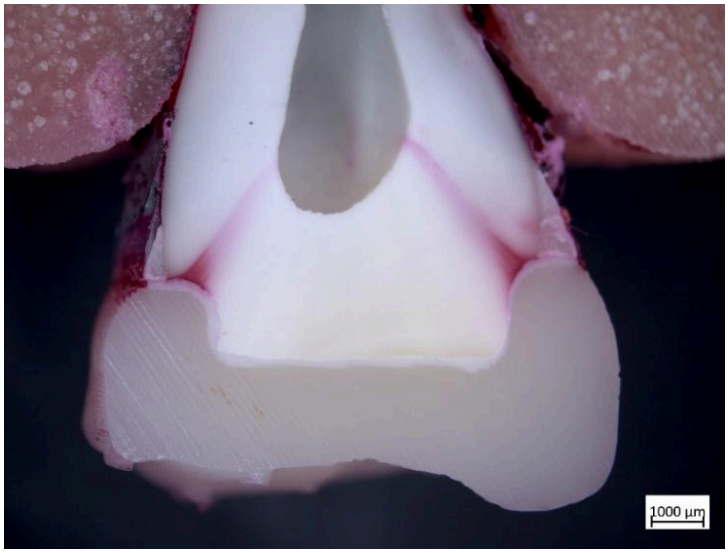
Şekil 4.2 Mikrosızıntı skorlamasında "1" değeri alan örnek (Eklemeli SLA yöntem (Formlabs Form 3B cihazı) ile üretilmiş G-Cem One rezin siman ile simante edilmiş örnek kesitinin stereomikroskop görüntüsü)



Şekil 4.3 Mikrosızıntı skorlamasında "2" değeri alan örnek Eklemeli DLP yöntem (Asiga Max UV cihazı) ile üretilmiş G-Cem One rezin siman ile simante edilmiş örnek kesitinin stereomikroskop görüntüsü)



Şekil 4.4 Mikrosızıntı skorlamasında "3" değeri alan örnek (Eklemeli SLA yöntem (Formlabs Form 3B cihazı) ile üretilmiş Panavia SA rezin siman ile simante edilmiş örnek kesitinin stereomikroskop görüntüsü)



Şekil 4.5 Mikrosızıntı skorlamasında mezialde “4” distalde “5” değeri alan örnek (Eklemeli DLP yöntem (Asiga Max UV cihazı) ile üretilmiş Panavia SA rezin siman ile simante edilmiş örnek kesitinin stereomikroskop görüntüsü)

4.2. TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmamızda, eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemlerinin kendi arasında, materyallere göre ve simanlara göre mezial basamaktaki, distal basamaktaki ve ortalama mikrosızıntı miktarları karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda hazırlanan toplam 66 örneğin mikrosızıntı skorlamaları kullanılarak elde edilen sızıntı değerleri aşağıda anlatılmış, tablo ve şekillerde gösterilmiştir.

Çalışmamızda mezial basamaktaki mikrosızıntı değerleri incelendiğinde,

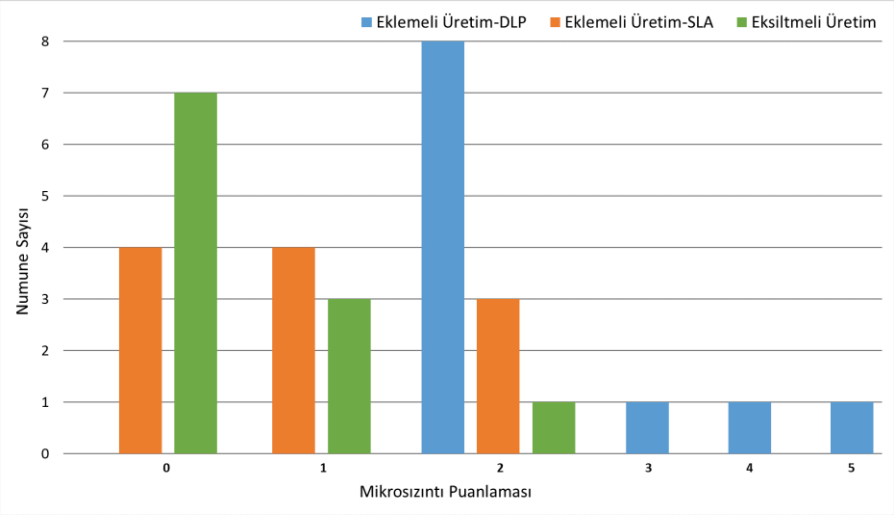
- Eksiltmeli yöntem ile üretilip G-Cem One rezin siman ile simante edilen grupta 7 örneğe (%63,6) “0” değeri verilmiştir yani 7 örneğin mezial basamağında herhangi bir mikrosızıntı görülmemiştir.
- Eklemeli SLA yöntem ile üretilip G-Cem One rezin siman ile simante edilen grupta 4 örneğe (%36,4) “0” değeri verilmiştir yani 4 örneğin mezial basamağında herhangi bir mikrosızıntı görülmemiştir.
- Eklemeli DLP yöntem ile üretilip G-Cem One rezin siman ile simante edilen grupta hiçbir örneğin mezial basamağına “0” değeri verilmemiştir. Yani bu grup mezial basamakta her örnekte mikrosızıntı göstermiştir.

- Eksiltmeli yöntem ile üretilip Panavia SA Universal rezin siman ile simante edilen grupta 3 örneğe (%60,0) “0” değeri verilmiştir yani 3 örneğin mezial basamağında herhangi bir mikrosızıntı görülmemiştir.
- Eklemeli SLA yöntem ile üretilip Panavia SA Universal rezin siman ile simante edilen grupta 2 örneğe (%40,0) “0” değeri verilmiştir yani 2 örneğin mezial basamağında herhangi bir mikrosızıntı görülmemiştir.
- Eklemeli DLP yöntem ile üretilip Panavia SA Universal rezin siman ile simante edilen grupta hiçbir örneğin mezial basamağına “0” değeri verilmemiştir. Yani bu grup mezial basamakta her örnekte mikrosızıntı göstermiştir.

Yani mezial basamak için totalde; eksiltmeli yöntem ile üretilen grupta 10 örnek (%62,5), eklemeli SLA yöntem ile üretilen grupta 6 örnek (%37,5) ve eklemeli DLP yöntem ile üretilen grupta 0 örnek (%0) “0” mikrosızıntı değerini almıştır. Açıklanan değerler Tablo 4.1., Tablo 4.2., Şekil 4.6. ve Şekil 4.7. de gösterilmiştir.

Tablo 4.1 G-Cem One ile simante edilen overlay restorasyonların mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları

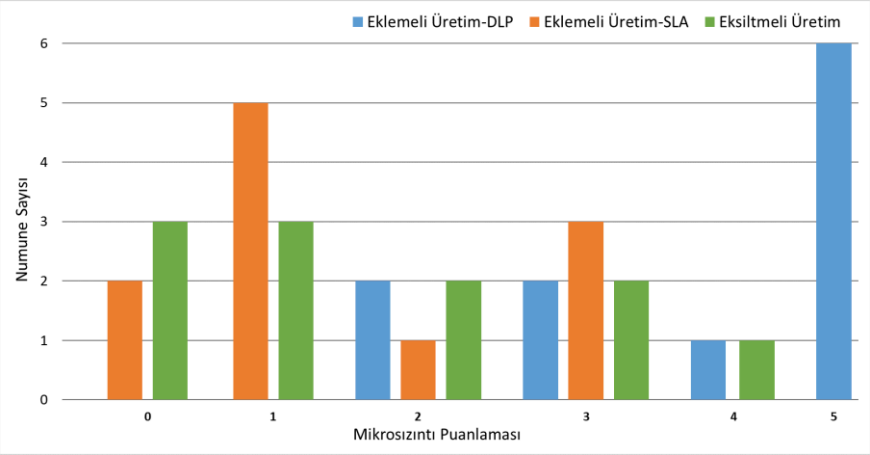
Adeziv Rezin Siman				Üretim Yöntemi			Toplam
				Eklemeli üretim-DLP	Eklemeli üretim-SLA	Eksiltmeli üretim	
G-Cem One	Mezial Mikrosızıntı Değerleri	0	Örnek Sayısı	0	4	7	11
			%	0,0%	36,4%	63,6%	100,0%
		1	Örnek Sayısı	0	4	3	7
			%	0,0%	57,1%	42,9%	100,0%
		2	Örnek Sayısı	8	3	1	12
			%	66,7%	25,0%	8,3%	100,0%
		3	Örnek Sayısı	1	0	0	1
			%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
		4	Örnek Sayısı	1	0	0	1
			%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
		5	Örnek Sayısı	1	0	0	1
			%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
	Toplam		Örnek Sayısı	11	11	11	33
			%	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%



Şekil 4.6 G-Cem One ile simante edilen overlay restorasyonların mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları

Tablo 4.2 Panavia Universal ile simante edilen overlay restorasyonların mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları

Adeziv Rezin Siman				Üretim Yöntemi			Toplam
				Eklemeli üretim-DLP	Eklemeli üretim-SLA	Eksiltmeli üretim	
Panavia Universal	Mezial Mikrosızıntı Değerleri	0	Örnek Sayısı	0	2	3	5
			%	0,0%	40,0%	60,0%	100,0%
		1	Örnek Sayısı	0	5	3	8
			%	0,0%	62,5%	37,5%	100,0%
		2	Örnek Sayısı	2	1	2	5
			%	40,0%	20,0%	40,0%	100,0%
		3	Örnek Sayısı	2	3	2	7
			%	28,6%	42,9%	28,6%	100,0%
		4	Örnek Sayısı	1	0	1	2
			%	50,0%	0,0%	50,0%	100,0%
		5	Örnek Sayısı	6	0	0	6
			%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
	Toplam		Örnek Sayısı	11	11	11	33
			%	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%



Şekil 4.7 Panavia Universal ile simante edilen overlay restorasyonların mezial

Çalışmamızda; distal basamaktaki mikrosızıntı değerleri incelendiğinde,

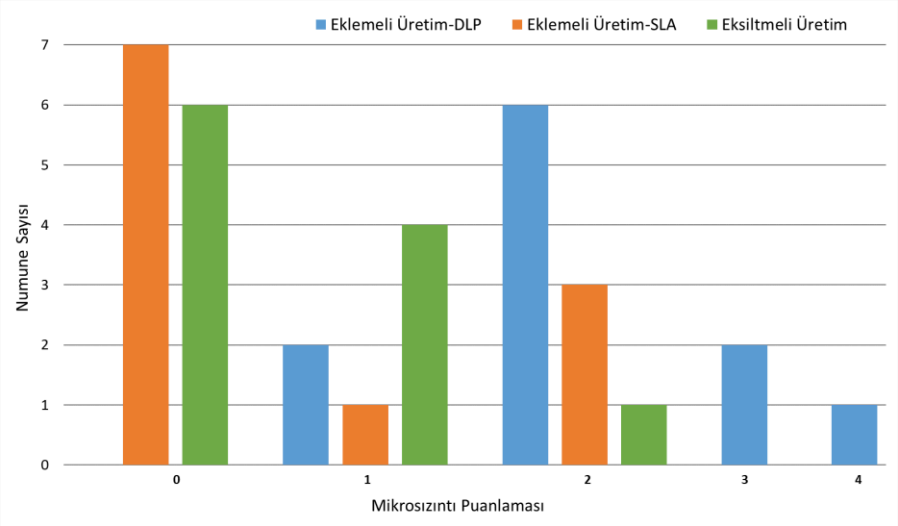
- Eksiltmeli yöntem ile üretilip G-Cem One rezin siman ile simante edilen grupta 6 örneğe (%46,2) "0" değeri verilmiştir yani 6 örneğin distal basamağında herhangi bir mikrosızıntı görülmemiştir.
- Eklemeli SLA yöntem ile üretilip G-Cem One rezin siman ile simante edilen grupta 7 örneğe (%53,8) "0" değeri verilmiştir yani 7 örneğin mezial basamağında herhangi bir mikrosızıntı görülmemiştir.
- Eklemeli DLP yöntem ile üretilip G-Cem One rezin siman ile simante edilen grupta hiçbir örneğin distal basamağına "0" değeri verilmemiştir. Yani bu grup distal basamakta her örnekte mikrosızıntı göstermiştir.
- Eksiltmeli yöntem ile üretilip Panavia SA Universal rezin siman ile simante edilen grupta hiçbir örneğin distal basamağına "0" değeri verilmemiştir. Yani bu grup distal basamakta her örnekte mikrosızıntı göstermiştir.
- Eklemeli SLA yöntem ile üretilip Panavia SA Universal rezin siman ile simante edilen grupta 3 örneğe (%100) "0" değeri verilmiştir yani 3 örneğin distal basamağında herhangi bir mikrosızıntı görülmemiştir.
- Eklemeli DLP yöntem ile üretilip Panavia SA Universal rezin siman ile simante edilen grupta hiçbir örneğin distal basamağına "0" değeri verilmemiştir. Yani bu grup distal basamakta her örnekte mikrosızıntı göstermiştir.

Yani distal basamak için totalde; eksiltmeli yöntem ile üretilen grupta 6 örnek (%37,5), eklemeli SLA yöntem ile üretilen grupta 10 örnek (%62,5) ve eklemeli DLP yöntem ile üretilen grupta 0 örnek (%0) "0" mikrosızıntı değerini almıştır.

Yukarıdaki değerler Tablo 4.3., Tablo 4.4., Şekil 4.8. ve Şekil 4.9.'da ayrıntılı olarak gösterilmiştir.

Tablo 4.3 G-Cem One ile simante edilen overlay restorasyonların distal basamaktaki mikrosızıntı skorları

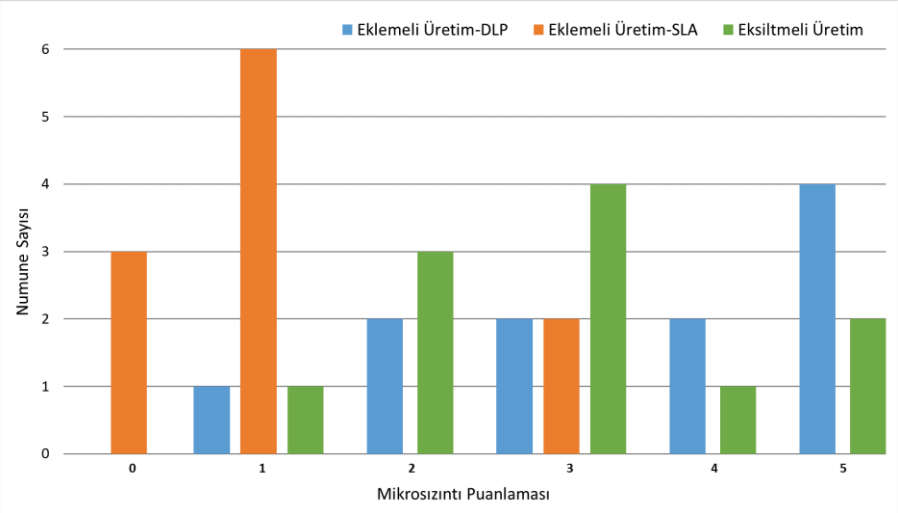
Adeziv Rezin Siman				Üretim Yöntemi			Toplam
				Eklemeli üretim-DLP	Eklemeli üretim-SLA	Eksiltmeli üretim	
G-Cem One	Distal Mikrosızıntı Değerleri	0	Örnek Sayısı	0	7	6	13
			%	0,0%	53,8%	46,2%	100,0%
		1	Örnek Sayısı	2	1	4	7
			%	28,6%	14,3%	57,1%	100,0%
		2	Örnek Sayısı	6	3	1	10
			%	60,0%	30,0%	10,0%	100,0%
		3	Örnek Sayısı	2	0	0	2
			%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
		4	Örnek Sayısı	1	0	0	1
			%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
	Toplam		Örnek Sayısı	11	11	11	33
			%	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%



Şekil 4.8 G-Cem One ile simante edilen overlay restorasyonların distal basamaktaki mikrosızıntı skorları

Tablo 4.4 Panavia Universal ile simante edilen overlay restorasyonların distal basamaktaki mikrosızıntı skorları

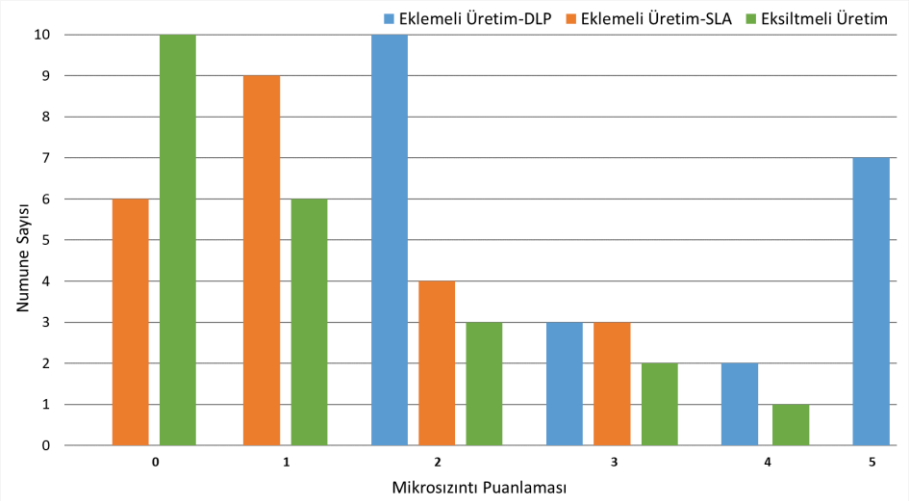
Adeziv Rezin Siman				Üretim Yöntemi			Toplam
				Eklemeli üretim-DLP	Eklemeli üretim-SLA	Eksiltmeli üretim	
Panavia Universal	Distal Mikrosızıntı Değerleri	0	Örnek Sayısı	0	3	0	3
			%	0,0%	100,0%	0,0%	100,0%
		1	Örnek Sayısı	1	6	1	8
			%	12,5%	75,0%	12,5%	100,0%
		2	Örnek Sayısı	2	0	3	5
			%	40,0%	0,0%	60,0%	100,0%
		3	Örnek Sayısı	2	2	4	8
			%	25,0%	25,0%	50,0%	100,0%
		4	Örnek Sayısı	2	0	1	3
			%	66,7%	0,0%	33,3%	100,0%
		5	Örnek Sayısı	4	0	2	6
			%	66,7%	0,0%	33,3%	100,0%
	Toplam		Örnek Sayısı	11	11	11	33
			%	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%



Şekil 4.9 Panavia SA ile simante edilen overlay restorasyonların distal basamaktaki mikrosızıntı skorları

Tablo 4.5 Simandan bağımsız mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları

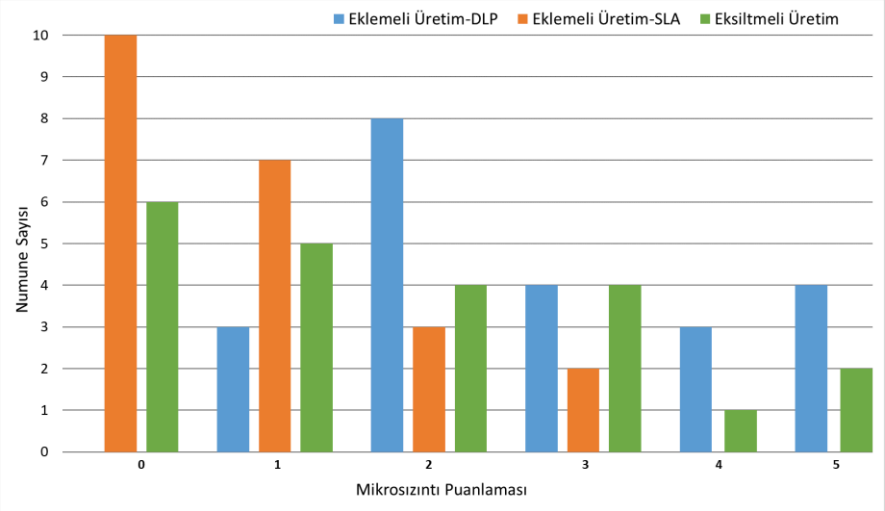
				Üretim Yöntemi			Toplam
				Eklemeli Üretim-DLP	Eklemeli Üretim-SLA	Eksiltmeli Üretim	
Total	Mezial Mikrosızıntı Değerleri	0	Örnek Sayısı	0	6	10	16
			%	0,0%	37,5%	62,5%	100,0%
		1	Örnek Sayısı	0	9	6	15
			%	0,0%	60,0%	40,0%	100,0%
		2	Örnek Sayısı	10	4	3	17
			%	58,8%	23,5%	17,6%	100,0%
		3	Örnek Sayısı	3	3	2	8
			%	37,5%	37,5%	25,0%	100,0%
		4	Örnek Sayısı	2	0	1	3
			%	66,7%	0,0%	33,3%	100,0%
		5	Örnek Sayısı	7	0	0	7
			%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
	Toplam		Örnek Sayısı	22	22	22	66
			%	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%



Şekil 4.10 Simandan bağımsız mezial basamaktaki mikrosızıntı skorları

Tablo 4.6 Simandan bağımsız distal basamaktaki mikrosızıntı skorları

				Üretim Yöntemi			Toplam
				Eklemeli Üretim-DLP	Eklemeli Üretim-SLA	Eksiltmeli Üretim	
Total	Distal Mikrosızıntı Değerleri	0	Örnek Sayısı	0	10	6	16
			%	0,0%	62,5%	37,5%	100,0%
		1	Örnek Sayısı	3	7	5	15
			%	20,0%	46,7%	33,3%	100,0%
		2	Örnek Sayısı	8	3	4	15
			%	53,3%	20,0%	26,7%	100,0%
		3	Örnek Sayısı	4	2	4	10
			%	40,0%	20,0%	40,0%	100,0%
		4	Örnek Sayısı	3	0	1	4
			%	75,0%	0,0%	25,0%	100,0%
		5	Örnek Sayısı	4	0	2	6
			%	66,7%	0,0%	33,3%	100,0%
	Toplam		Örnek Sayısı	22	22	22	66
			%	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%



Şekil 4.11 Simandan bağımsız distal basamaktaki mikrosızıntı skorları

Mezial basamaktaki değerler için;

- Permanent Crown reçineden eklemeli SLA yöntem ile Formlabs Form 3B cihazında üretilen grupta iki farklı siman ile simantasyon açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).
- G-Cem One rezin siman ile simante edilen eklemeli SLA üretim yöntemi ile eksiltmeli üretim yöntemi arasında mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

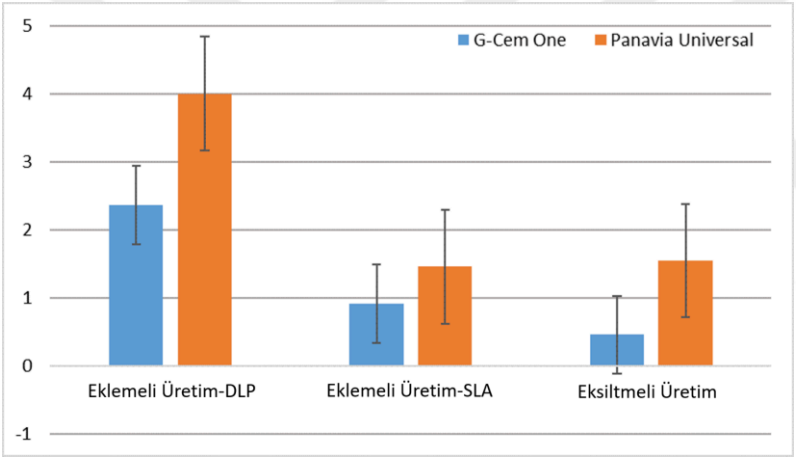
- Panavia Universal rezin siman ile simante edilen eklemeli SLA üretim yöntemi ile eksiltmeli üretim yöntemi arasında mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>0,05).

Yukarıdaki değerler Tablo 4.7. ve Şekil 4.12.'de ayrıntılı olarak gösterilmiştir.

Tablo 4.7 Mezialdeki mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarının (SS) karşılaştırılması

	Ortalama ± Standart Sapma		
	G-Cem One	Panavia Universal	p
Eklemeli üretim-DLP	2,55±1,036a	4,00±1,265a	0,002
Eklemeli üretim-SLA	0,91±,831b	1,45±1,128b	0,240
Eksiltmeli üretim	0,45±,688b	1,55±1,368b	0,021
p	0,000	0,000	

*Materyaller arasındaki mikrosızıntı farklılığı a-b ile gösterilmiştir. (p<0,05)



Şekil 4.12 Mezialdeki mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarına (SS) göre hata paylarının karşılaştırılması

Distal basamaktaki değerler için;

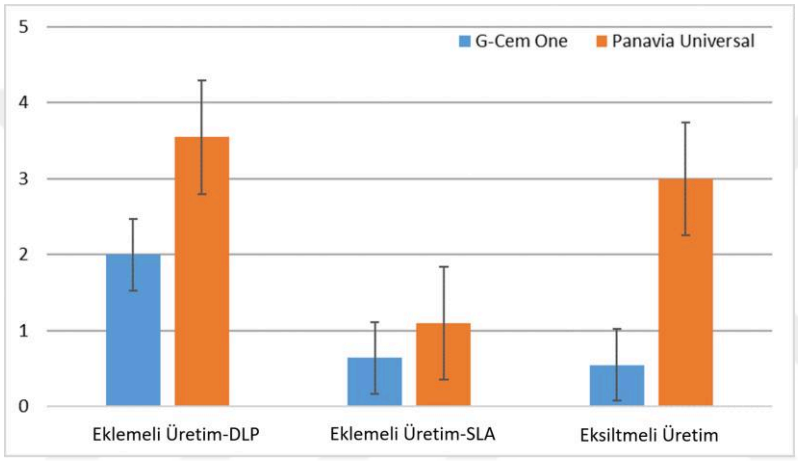
- Permanent Crown reçineden eklemeli SLA yöntem ile Formlabs Form 3B cihazında üretilen grupta iki farklı siman ile simantasyon açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>0,05).
- G-Cem One rezin siman ile simante edilen eklemeli SLA üretim yöntemi ile eksiltmeli üretim yöntemi arasında mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>0,05).
- Panavia Universal rezin siman ile simante edilen eklemeli DLP üretim yöntemi ile eksiltmeli üretim yöntemi arasında mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>0,05).

Yukarıdaki değerler Tablo 4.8. ve Şekil 4.13.'te ayrıntılı olarak gösterilmiştir.

Tablo 4.8 Distaldeki mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarının (SS) karşılaştırılması

	Ortalama ± Standart Sapma		
	G-cem one	Panavia Universal	p
Eklemeli Üretim-DLP	2,18±0,874[a]	3,55±1,440[a]	0,004
Eklemeli Üretim-SLA	0,64±0,924[b]	1,09±1,044[b]	0,323
Eksiltmeli Üretim	0,55±0,688[b]	3,00±1,265[a]	0,000
p	0,000	0,000	

* Materyaller arasındaki mikrosızıntı farklılığı a-b ile gösterilmiştir. (p<0,05)

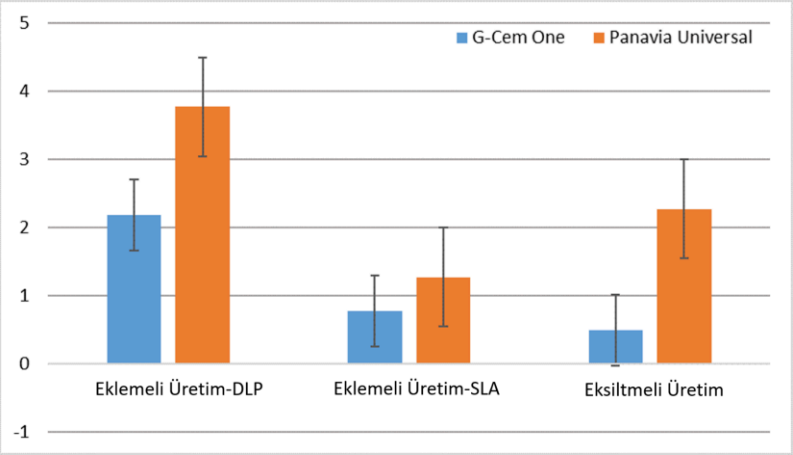


Şekil 4.13 Distaldeki mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarına (SS) göre hata paylarının karşılaştırılması.

Tablo 4.9 Ortalama mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarının (SS) karşılaştırılması

	Ortalama ± Standart Sapma		
	G-Cem One	Panavia Universal	p
Eklemeli üretim-DLP	2,364±0,8090[a]	3,773±1,1261[a]	0,000
Eklemeli üretim-SLA	0,773±0,7862[b]	1,273±0,6467[b]	0,172
Eksiltmeli üretim	0,500±0,3162[b]	2,273±1,1261[c]	0,000
p	0,000	0,000	

* Materyaller arasındaki mikrosızıntı farklılığı a-c ile gösterilmiştir. (p<0,05)



Şekil 4.14 Ortalama mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarına (SS) göre hata paylarının karşılaştırılması

Çalışmamızda, mezial basamakta, distal basamakta ve bunların ortalaması alındığında; Cerasmart bloktan CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilip G-Cem One rezin siman ile simante edilen grup en düşük mikrosızıntı değerlerini göstermiştir.

En yüksek mikrosızıntı değerlerini gösteren grup ise Crowntec reçineden eklemeli DLP yöntem ile Asiga Max UV cihazında üretilip Panavia SA rezin siman ile simante edilen gruptur ($p<0,05$).

5. TARTIŞMA

5.1. METODOLOJİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dental restorasyonların tasarımı ve üretimi, sürekli olarak gelişmekte, hastaların yaşam kalitesini arttırmak ve ağız sağlığını yeniden kazandırmak için önemli bir rol oynamaktadır. Gelişen teknoloji de diş hekimine ve hastalarına daha estetik, daha fonksiyonel seçenekler sunmakta ve zamandan tasarruf sağlamaktadır. Günümüzde, özellikle madde kayıplı dişlerde indirekt restorasyonlar, direkt kompozitlere, amalgama ve geleneksel metal destekli kuron restorasyonlarına göre daha doğal bir görüntü sunmaları, alerjik reaksiyon riskini azaltmaları, dayanıklı olmaları, daha az madde kaybı gerektirmeleri ve zaman kazancı sağlamaları gibi sebeplerden dolayı tercih edilmektedir(190).

Çeşitli nedenlerle sağlam diş dokusunun kaybedildiği posterior dişlerin restorasyonu için günümüzde hem tam kronlar hem de parsiyel adeziv restorasyonlar kullanılmaktadır. Ancak, bu restorasyon tipleri arasında sağkalım oranları ve ilişkili komplikasyonlar açısından karşılaştırılabilir klinik sonuçlar sunan daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu nedenle, hangi restorasyon tipinin benimsenmesi gerektiğine karar vermek bazen zor olabilmekte ve çoğu zaman uygulayan hekimin kişisel tercihlerine ve klinik tecrübelerine dayalı olmaktadır(191).

Dental materyallerin ve üretim yöntemlerinin geliştirilmiş veya yeni versiyonları sürekli olarak piyasaya sürülmektedir ve materyallerin performansını değerlendirmek adına çeşitli deneyler yapılmalıdır.

Klinik deneyler dental restorasyonlar için nihai testtir, ancak ağız içindeki restorasyonlar üzerindeki çeşitli streslerin eş zamanlı etkisi nedeniyle başarısızlığın gerçek nedenini ayırt edemezler. Laboratuvar testleri, diğer tüm değişkenleri sabit tutarken tek bir değişkenin etkisini değerlendirebilir. Genel olarak, testler yeni malzemeleri/yöntemleri değerlendirmede kolay, hızlı ve nispeten ucuzdur. Spesifik test düzeneğinde malzemelerin etkisini belirlemede faydalıdırlar(192).

Yapılan araştırmalarda klinik ve laboratuvar çalışmalarının sonuçları değerlendirildiğinde anlamlı farkların olmadığı, in-vitro testlerin birçok çalışmada güvenilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir(193). İn-vivo yöntemle yapılan çalışmalarda, standardizasyonu sağlamak klinik açıdan mümkün olmamaktadır(194). Ayrıca in-

vitro çalışmalara kıyasla, in-vivo çalışmaların uygulanması daha zordur. Bu nedenle; bu tez çalışmasının in-vitro olarak yapılması planlanmıştır.

Çalışmamızda, 3 farklı üretim yönteminden yararlanılarak hazırlanan indirekt overlay restorasyonlarının, mikrosızıntı seviyeleri boya penetrasyon yöntemiyle karşılaştırmalı olarak Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda in-vitro teknikle incelendi.

Yapılan in vitro çalışmalarda, insan dişleri veya sığır dişlerinin kullanılabileceği belirtilmektedir(195,196). İnsan dişlerine nazaran elde edilmelerindeki kolaylık nedeni ile bazı araştırmacılar(197,198) sığır dişlerinin kullanımının mümkün olabileceğini belirtmişlerdir. Ancak ISO tarafından hazırlanan bildiriye göre; insan dişleriyle sığır dişleri arasındaki yapı ve kimya farklılıkları sebebiyle, in vitro çalışmalarda insan dişlerinin tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir. (ISO Technical Report 11405). Türkün ve Ergücü estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, insan dişlerinin % 89,2; molar dişlerin ise % 69,1 oranında tercih edildiğini bildirmişlerdir(199).

Vital ve devital dişler arasında mikrosızıntıda bir fark beklenebilirken, Schneider ve arkadaşları vital ve devital dentin arasında önemli ölçüde farklılık görülmediğini belirtmiştir(200). Bu sebeple, çalışmamızda Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda çeşitli nedenlerle çekilmiş 66 adet çürük, çatlak, gelişimsel defekt veya restorasyon içermeyen insan üçüncü molar diş kullanılmıştır.

In-vitro çalışmaların sonuçlarını etkileyen diğer bir faktör de çalışmada kullanılacak dişlerin saklanma koşullarıdır(201). Çalışmamızda kullanılacak olan araştırmaya dahil edilen (n=66) çekilmiş dişlerin üzerindeki yumuşak doku artıkları, kemik parçacıkları ve diş taşları periodontal küret ile uzaklaştırıldı en fazla 3 ay olmak üzere test işlemleri uygulanıncaya kadar +4 ºC distile su içinde bekletildi. Böylece dişlerin saklama koşullarından etkilenmesi önlenmiş oldu. Distile su, periyodik olarak her hafta tazelendi.

Test örneklerinin standardizasyonu amacı ile bütün örneklerin preparasyonları, restorasyonların tasarım ve üretimi, restorasyonların simantasyonları ve deney aşamaları tek bir klinisyen tarafından yapılmıştır.

Mikrosızıntı, bakteriler, ağız sıvıları, moleküller ve/veya iyonlar gibi maddelerin sıvı dolu bir boşluğa veya mevcut bir yapısal kusura veya restoratif materyaller ile diş yapısı arasında oluşan aralığa yayılmasıdır(166,167). Yaptığımız literatür taramalarında madde kayıplı dişlerin tedavisinde tercih edilen direkt ve indirekt restorasyon yöntemlerinin mikrosızıntı açısından karşılaştırıldığı görülmüştür.

Direkt ve indirekt kompozit restorasyonları mikrosızıntı açısından değerlendiren klinik çalışmalar direkt kompozit restorasyonların indirekt restorasyonlardan daha fazla mikrosızıntıya neden olduğunu bildirmişlerdir(202,203).

Ayrıca direkt ve indirekt yöntemlerle yapılan inleylerin kıyaslandığı çalışmalarda marjinal aralık ve mikrosızıntı değerlerinin direkt yöntemde daha yüksek olduğunu saptamışlardır(204–206).

Scheibenbogen-Fuchsbrunner ve ark. posterior dişlere uygulanan direkt ve indirekt kompozit restorasyonları değerlendirdikleri 2 yıllık klinik takip çalışmasında direkt restorasyonların %90'ını, indirekt restorasyonların ise %93'ünü klinik olarak mükemmel veya kabul edilebilir olarak raporlamışlardır(207).

Lange ve ark. 135 direkt kompozit ve 250 seramik inley restorasyonu değerlendirdikleri 57 aylık klinik takip çalışmasında, seramik inley restorasyonların anatomik form, renk uyumu, kenar renklenmesi ve marjinal adaptasyon açısından direkt kompozit restorasyonlara kıyasla daha üstün olduğunu belirtmişlerdir(208).

Özakar-İlday ve ark. 60 adet direkt ve indirekt kompozit restorasyonun 3 yıllık klinik takibini yaptıkları bir çalışmada, indirekt restorasyonların direkt restorasyonlara göre daha iyi klinik sonuçlar sergilediğini bulmuşlardır(209).

Çalışmamızda, posterior dişlere 3 farklı eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemiyle indirekt overlay restorasyonlar yapılmıştır ve grupların mikrosızıntıları in-vitro olarak değerlendirilmiştir.

Dişlerin ve restorasyonların uzun ömürlü olması için sağlam diş yapısının korunması çok önemlidir. Yeni ve güncel materyallerin kullanımının yaygınlaşması ve adeziv simantasyon tekniklerindeki ilerlemeler, konservatif preparasyon tasarımlarının kullanım sıklığını artırmıştır.

Bir tam kuron preparasyonu diş yapısının yaklaşık %70 ila %75'ini kaldırırken, overlay veya onlay restorasyonlar için yapılan preparasyonlar yalnızca %32 ila %47'sini kaldırır(210).

Kavite preparasyonunun yeni prensipleri, geometri ve yapı açısından morfolojik bazı kuralları önermektedir. Bazos ve Magne, mine prizma kesimini optimize ederek ve mevcut mine yüzey alanını artırarak bağ kalitesini iyileştirmek; dentin açığa çıkmasını en aza indirmek; sert doku korunmasını en üst düzeye çıkarmak; stres dağılımını iyileştirerek mukavemetini artırmak ve estetik entegrasyonu optimize etmek için diş morfolojisine dayalı preparasyonla bir biyoemülasyon modeli önermiştir(211).

Dentin tübüllerinin şekilleri, yapıları ve özellikleri dişin farklı bölümlerinde farklılıklar göstermektedir(212). Bu nedenle, çalışmamızda bu değişkenin çalışma sonuçlarını etkilemesini engellemek amacıyla, overlay preparasyon marjinleri mine-sement sınırının 1 mm koronalinde olacak şekilde dizayn edilmiştir(213,214). Ayrıca bu bölgelerde incelmiş restorasyon kenarları oluşumuna sebep olmamak amacıyla kavitelere bizotaj uygulaması yapılmamıştır(215).

Preparasyon tasarımı yumuşak geçişlere sahip olmalıdır, restorasyon mümkün olduğunca geniş bir temas yüzeyine sahip olmalıdır ve preparasyon kenarlarının yeterli bir marjinal sızdırmazlık sağlamak için minede sonlanması gerekir(216–218).

Çalışmamızda yumuşak geçişli ve mine-sement seviyesinin 1 mm üzerinde, minede sonlanan preparasyon kenarlarına sahip overlay preparasyonları yapıldı.

Yapılan bir çalışma, seramik kalınlığının 2,0 mm'den fazla olmasının restorasyonun kırılma dayanıklılığını önemli ölçüde artırmadığını fakat pulpa hasarı (daha derin preparasyon yapıldığı için) riskini artırdığını göstermiştir(219). Bu nedenle, seramik inleyler ve ayrıca fonksiyonel tüberkülleri içeren onleyler için 2,0 mm'lik bir oklüzal kalınlık ideal olarak kabul edilir(219–223).

Restorasyon için 1,5 mm'lik düzgün bir kalınlığa izin veren oklüzal redüksiyon, şu anda kullanılan seramik sistemler için yeterlidir(224).

Özsoy ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada preparasyon, 1,5-2 mm'lik oklüzal redüksiyonu içeren ortak prensiplere göre yapılmıştır. Mümkün olduğunca, dişeti kenarları mine-sement birleşiminin üstünde tamamen mine içinde hazırlanmıştır. Overlayler için kavitelerin hem bukkal hem de lingual/palatinal tüberkülleri içermesine dikkat edilmiştir(225).

Veneziani çalışmasında, kronolojik sıraya göre, interproksimal kutunun hazırlanmasıyla başlayan, ardından oklüzal yüzeyin redüksiyonu, tüberküllerin

anatomisi ve son olarak üst veya alt çene dişi olmasına bağlı olarak eksenel duvarların kenarlarının tanımlanmasıyla devam eden bir hazırlık dizisini uygulamıştır(24).

Bir diğer çalışmada, tüm dişler için, mezial ve distale, yuvarlak iç açılara, 8º yakınsama açısına, 1,5 mm genişliğe ve 1 mm derinliğe sahip ve mine-sement birleşiminin 1 mm üstüne yerleştirilmiş proksimal bir kutu formu hazırlamışlardır ve 1.5 mm'lik oklüzal redüksiyon yapmışlardır(226).

Çalışmamızda, literatür taramaları sonucunda, overlay preparasyon tasarımı hem bukkal hem de lingual/palatinal tüberkülleri içermektedir ve 2 mm oklüzal redüksiyon yapılmıştır, mezial ve distalde mine-sement seviyesinin 1 mm üzerinde konumlanan, 2 mm genişliğe ve 1 mm derinliğe sahip kutu kaviteler yapılmıştır.
CAD-CAM sistemleri, son 25 yılda diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisinin dental restorasyonlardaki kullanımı, geleneksel yöntemlere göre birçok avantaj sunmaktadır. Döküm, mum modelaj gibi konvansiyonel ölçü yöntemine ait aşamaları ortadan kaldırarak daha hızlı, yüksek kaliteli ve hassas bir ölçü alma imkanı sunar. Kabul edilebilir düzeyde estetik restorasyon üretimi, kullanım kolaylığı ve iş gücünde sağlanan tasarruf, ölçü veya model taramaları sonucu elde edilen verilerin saklanabilmesi gibi avantajları da bulunmaktadır(49).

Bu veriler doğrultusunda çalışmamızda overlay restorasyonlar, eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemlerini içinde barındıran CAD-CAM sistemleri ile üretilmiştir. Eksiltmeli üretim yönteminde indirekt restorasyon, bilgisayar ortamında hazırlanmış olan tasarımın, prefabrike bloklardan CNC cihazlarında kazınması ile elde edilmektedir.

Yüksek ısı ve basınç altında standart bir şekilde polimerize edilen kompozit hibrit CAD/CAM bloklar, geleneksel olarak polimerize edilen kompozit rezinlere göre daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir(227,228). Çalışmamızda tercih ettiğimiz CAD/CAM bloğu; CeraSmart 270 (GC, Tokyo, JAPONYA) hibrit nano-seramik blok ve CNC makinesi ise VHF Z4 (VHF Camfacture AG, Ammerbuch, Almanya) oldu.

Günümüzde 3B üretim teknolojisinin tanıtılmasının üzerinden 30 yılı aşkın zaman geçmiş ve çoğu patentin süresi dolmuştur. Bu nedenle üreticiler 3B yazıcılar için çok sayıda yeni ürün pazara sunmaya başlamış ve diş hekimliği için yeni uygulamaların ve malzemelerin geliştirilmesini teşvik etmiştir. 3B üretim cihazlarının

günümüzde daha uygun fiyatlı, küçük boyutlu ve hafif olması kullanım sıklığını arttırmıştır(229,230).

Eklemeli imalat, geçmişte kullanılan eksilmeli imalat süreçlerine kıyasla çok sayıda avantaj sunmaktadır; malzeme kullanımı açısından daha ekonomiktir, kullanılan cihazlar diğer üretim yaklaşımlarında kullanılanlara göre daha uygun fiyatlıdır, aynı zamanda 3B yazıcılar üretimde kullanılan malzemelere karşı daha hassastır, çoklu ve karmaşık restorasyon geometrileri aynı anda üretilebilmektedir(231–233).

Son zamanlarda avantajları nedeniyle 3B üretilmiş materyallerin kullanımına ilişkin çeşitli araştırmalar yapılmaktadır ancak ağız ortamıyla uyumlulukları, yüzey pürüzlülüğü, renk, mekanik ve yüzey özellikleri ile ilgili bilgiler sınırlıdır. Ayrıca bu materyallerin renk stabilitesini, mekanik özelliklerini, mikrosızıntısını ve yüzey özelliklerini değerlendiren çalışmalar genellikle geçici protezler ile ilgilidir, daimi restorasyonlarla ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda literatürde üzerine çok çalışma yapılmamış bir konu olarak, 3B üretim yöntemi ile üretilmiş daimi overlay restorasyonlarının mikrosızıntısı in-vitro olarak değerlendirilmiştir.

3B üretim teknolojileri içinde Dijital Işık Projeksiyonu (DLP) ve Stereolitografi (SLA) diş hekimliğinde en yaygın kullanılan üretim yöntemleridir. Birbirine çok benzeyen bu sistemler arasındaki temel fark ışık kaynağıdır. SLA yazıcılar galvano ayna cihazı tarafından yönlendirilen ultraviyole bir ışık kaynağı kullanırken, DLP yazıcılar lazer ışık kaynağından çıkan kısa dalga boyundaki ışığın dijital mikro ayna cihazı aracılığıyla yönlendirildiği projeksiyon teknolojisini kullanır. DLP yazıcılar mikro ayna yapısı sayesinde tüm katmanın aynı anda polimerizasyonuna olanak tanır ve üretim süresini kısaltır(234,235).

DLP tabanlı bir 3B yazıcı her seferinde bir katman polimerize eder, katman formundaki herhangi bir değişiklik, polimerizasyon büzülmesinin formunda ve derecesinde değişikliklere neden olur. SLA teknolojisi, malzemeyi nokta nokta sertleştirmek için bir ultraviyole (UV) lazer kullanır(11,236).

DLP yazıcılar, bir nesneyi SLA'ya kıyasla daha kısa sürede üretebilir, çünkü DLP yazıcılarda SLA yazıcılarda olduğu gibi her katman lazerle titizlikle taranıp üretilmek yerine mikro ayna tarafından yansıtılan ışıkla aynı anda oluşturulur. Bu

durum, birden fazla büyük kompakt nesneyi daha az ayrıntıyla aynı anda yazdırırken avantajlıdır.

Fakat daha küçük ayrıntılara sahip nesneleri yazdırırken, çözünürlüğü korumak için ışığı, yapı platformunun belirli bir alanına odaklayan bir projeksiyon merceği gereklidir. Bu nedenle SLA yazıcılar ile genellikle DLP yazıcılardan daha yüksek çözünürlük ve daha iyi yüzey kalitesi elde edilebilir(85).

Bu çalışmada, eklemeli 3B üretim yönteminden iki sistemin karşılaştırılabilmesi için SLA ve DLP teknolojisini kullanan yazıcı sistemleri ve bu cihazlarla uyumlu materyal seçimi yapılmıştır. DLP yöntemi için Asiga Max UV yazıcı (Asiga, Sidney, Australia) ile Saremco Print Crowntec Reçine (Saremco Dental, AG, İsviçre) kullanılarak, SLA yöntemi için ise Form 3B (Formlabs, Somerville, Massachusetts, ABD) 3B yazıcı ile Permanent Crown Reçine (Formlabs, Somerville, Massachusetts, ABD) kullanılarak üretim gerçekleştirilmiştir.

Malzemenin kimyasal bileşimi(237,238), dolgu türü(77,239,240), fotobaşlatıcılar(241) ve pigmentler(242), ayrıca katman kalınlığı(243) ve numunenin tasarım ve üretim aşamalarıyla ilgili diğer hususlar(67), yıkama(232,244) ve polimerizasyon sonrası protokoller(245,246) 3B üretilmiş restorasyonların kalitesini etkileyebilir. 3B üretilen polimerler üzerine yapılan çalışmaların çoğu, bunların fiziksel ve mekanik özellikleri, boyutsal doğruluğu ve dayanıklılığı üzerine yoğunlaşmıştır(139,247–250).

Çalışmalar, 3B yöntemle üretilmiş kronların frezelenmiş kronlara göre daha iyi bir uyum ve daha yüksek teknik hassasiyet sağladığı sonucuna varmıştır(251–253).

Baskı açısı; 3B üretilen yapı ile platform arasında oluşan açıdır ve üretim süresini ve doğruluğunu ve ayrıca üretilen nesnelerin mukavemetini önemli ölçüde etkiler. Farklı yapı açıları, farklı katman kalınlıkları ve üretim yükseklikleri ile sonuçlanır; 45° ve 90° baskı açısının 0° açıdan daha az doğrulukta restorasyonlar üretecebileceği varsayılır(254,255).

Yapılan bir çalışma yazıcı teknolojisinin ve yapı açısının 3 boyutlu üretilmiş kronların marjinal tutarsızlığı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu bildirmiştir. SLA yazıcıların, DLP yazıcılara kıyasla önemli ölçüde daha iyi ortalama marjinal tutarsızlığa sahip olduğunu söyleyerek ($p<0,001$), farklı açılar arasında önemli farklılıklar ortaya koydu. 0°'nin önemli ölçüde en küçük marjinal tutarsızlığa sahip

olduğunu, bunu 45°'nin ve ardından 90°'nin izlediğini ortaya koydu (p<0,001)(256). Biz de çalışmamızda SLA ve DLP cihazlarıyla ürettiğimiz tüm indirekt overlay restorasyonları 0º'lik baskı açısı ile ürettik.

Çalışmamızda 3B yazıcılarla üretilen örneklerin mikrosızıntı değerleri karşılaştırılırken, üretim parametreleri her örnek için aynı tutulmuş ve hata payı minimuma indirilmiştir. Üretici firmaların yayınladığı kullanıcı talimatları ve benzer çalışmalar(256–259) dikkate alınarak baskı kalınlığı 50 µm olarak ayarlanmıştır.

Dijital indirekt yöntemlerle üretim yapılırken, bilgisayar ortamında tasarlanan restorasyona destek (support) bağlantıları eklenir. Destek bağlantı pozisyonu, yapı açısına göre değişir. Desteklenmeyen bölümler hatalara neden olabilir. Destek, restorasyon kenarına yakın bir yere bağlanırsa, tabladan ayırma sırasında restorasyona zarar verebilir. Bu arada, 3B yazıcı tarafından oluşturulan katmanın biçimi, yapı açısına göre farklılık gösterir ve bu da marjinal uyumdaki farklılıkların bir nedenidir. Bu sebeplerden çalışmamızda 3B yazıcılarda üretilecek olan overlay restorasyonların tasarımı sonrası destekler yerleştirilirken oklüzal yüzey seçildi ve mezial ve distal marjinal sırtlara destek konulmamaya dikkat edildi.

CAD/CAM bloklardan ve 3B rezin materyalden üretilen indirekt restorasyonların diş ile bağlantı yapan yüzeylerine uygulanan elmas frezlerle pürüzlendirme, kumlama veya asit uygulama gibi işlemler bağlanma kuvvetini arttırabilir. Adeziv rezinin oluşan bu poröziteleri penetre olmasıyla meydana gelen kilitlenme mekanizması sayesinde kuvvetli bir mikromekanik bağlantı sağlanmış olur.

Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğünü sağlamak amacıyla kullanılan yöntemlerden biri de Al2O3 partikülleri ile kumlama işlemidir(260). Bu partiküller kontamine gevşek tabakayı uygulanan yüzeyden uzaklaştırır ve mekanik bağlantıyı sağlayacak pürüzlü bir yüzey oluşturur. Birçok in-vitro çalışmada 50 µm'den 100 µm'ye kadar farklı büyüklüklerde Al2O3 partikülleri kullanılmıştır(261,262).

Bu sebeple biz de çalışmamızda ürettiğimiz tüm indirekt overlay restorasyonların diş ile bağlantı yapan yüzeylerine AquaCare Twin - Airflow ve Ağız İçi Kumlama Cihazıyla (Velopex, UK) 2 Bar basınç altında 53 µm alüminyum oksit tozu ile 10 mm mesafeden kumlama yaparak pürüzlendirdik.

Çalışmamızda standardizasyon için tüm örneklerin mine-dentin yüzeyleri simantasyondan önce 30 sn %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirildi.

İndirekt restorasyonların klinik başarısında uygun adezivin doğru teknikle kullanılması oldukça önemlidir(263). Geçmişten günümüze indirekt restorasyonların simantasyonunda; konvansiyonel cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar ve dual-cure rezin simanlar kullanılmıştır. Bununla birlikte rezin simanlar; farklı yüzeylerle iyi bir adezyon sağlayabilmeleri, biyouyumlarının iyi olması, dayanıklılıklarının yüksek olması, ağız ortamında çözünmemeleri ve üstün estetik özelliklerinden dolayı indirekt restorasyonların simantasyonunda en ideal materyal olarak görülmektedir(264).

Cam iyonomer siman (GIC), Rezin modifiye cam iyonomer siman ve rezin bazlı simanların mikrosızıntı üzerine etkisini karşılaştıran çalışmalarda, GIC ve RMGIC, rezin bazlı simanlara kıyasla yüksek suda çözünürlüğe ve daha zayıf bağlanma mukavemetine sahip oldukları, bunun da zamanla marjinal sızdırmazlığın bozulmasına ve artan mikrosızıntıya yol açabileceği görülmüştür(265–268).

Simanlar, yapıştırılan restorasyonların zayıf halkası olarak görülmektedir. O yüzden, restorasyonun mikrosızıntısını azaltmak için, simanlar oral sıvılarda çözülmemeli, iyi mekanik özelliklere sahip olmalı ve hem dişe hem de restorasyona iyi bağlanmalıdır. Rezin simanların oral ortamda çözünürlüğü hemen hemen yoktur. Ayrıca, rezin simanlarda ve adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler, inley, onley, overlay gibi konservatif bir restorasyonların yaygınlaşmasına yol açmıştır.

Rezin simanların kullanımı ile restorasyon ve diş yüzeyi arasında güçlü bir bağlantı elde edilir. Bunun sonucunda restorasyonların retansiyonu ve marjinal adaptasyonu artarak zaman içerisinde oluşan mikrosızıntı ve çürük riski azalır(269).

Dual cure rezin simanlar hem ışık aktivasyonuyla hem de kimyasal olarak polimerize olan bileşenler içerdiğinden indirekt restorasyonların yapıştırılmasında daha çok tercih edilmektedirler. Bizim çalışmamızda, indirekt restorasyonların simantasyonunda self-adeziv rezin siman olan G-CEM ONE (GC, Tokyo/Japonya) ve Panavia SA Universal Cement Plus Automix White (Kuraray Noritake, Okayama/ Japonya) kullanıldı.

İdeal olarak dental simanların biyouyumlu olması, antimikrobiyal aktiviteye sahip olması, marjinal sızdırmazlık sağlaması, minimum film kalınlığı oluşturması, kolay uygulanması, az çözünürlüğe sahip olması ve optimum çalışma ve polimerizasyon süresine sahip olması gerekmektedir(270).

Ayrıca, simanların klinikte başarılı bir şekilde uygulanması için üretici talimatlarına uygun şekilde kullanılması önemlidir. Rezin simanların başarısı nem kontrolüne oldukça bağlıdır, çünkü rezin simanlardaki film kalınlığı diğer siman tiplerinden daha fazladır. Bu nedenle, yapıştırma prosedürü sırasında yapılan çalışmalar, restorasyona 3 dakikaya kadar basınç uygulanmasının marjinal teması ve bağ mukavemetini iyileştirdiğini göstermiştir(271).

Dietschi ve diğerleri, boya penetrasyon testleri kullanarak kronların marjinal ve internal sızdırmazlığını incelediler ve dikkate alınan değişkenlerden biri siman kalınlığıydı (80, 150 ve 300 μ). Siman kalınlığının marjinal sızdırmazlığı etkilemediğini buldular(272).

Çalışmamızda standart bir kuvvetin uygulanması ve siman kalınlığını standardize edebilmek amacıyla, işlemlerin tek uygulayıcı tarafından yapılması sağlanmıştır.

Klinik olarak simantasyon işlemi sırasında, çoğunlukla parmak basıncı uygulanmaktadır(273–277). Bu basınç yaklaşık olarak 8 ± 1,3 kg‘dır. İlgili kaynaklar incelendiğinde uygulanan kuvvet miktarının arttırılmasının, restorasyonun dişle olan uyumunu etkilemediği, daha yüksek değerlerde uygulanan basıncın ise, restorasyonda uzun dönem başarısızlıklara yol açtığı rapor edilmiştir(278). Çalışmamızda simantasyon, tek bir klinisyen tarafından 3 dakika süreyle parmak basıncıyla yapılmıştır.

Marjinal mikrosızıntıyı etkileyebilen bir diğer önemli faktör de ışın cihazının ucu ile rezin yüzey arasındaki mesafedir. Bu mesafe 2 mm’den fazla olduğunda, ışık yoğunluğunun önemli ölçüde azaldığı ve bu durumun rezin kompozit materyallerin yeterli polimerizasyonunu engellediği, bu durumun da mikrosızıntıya sebep olabileceği bildirilmiştir(279).

Bir çalışmada LED polimerizasyon ünitelerinin polimerizasyon büzülmesini ve mikrosızıntıyı azaltabileceği iddia edilmektedir(280).

Çalışmamızda bir LED polimerizasyon ünitesi olan O-Light LED Polimerizasyon cihazı (Woodpecker , Guangxi, Çin) ile örneklerin mezial, distal, bukkal, lingual ve oklüzal yüzeylerinden <2mm mesafeden 20’şer saniye polimerizasyon, tek bir klinisyen tarafından her örneğe aynı şekilde uygulanmıştır.

Termal siklus, sıcaklık ve nem değişimleri içeren uzun süreli çevre koşullarına maruz kalmanın oluşturacağı etkiyi ve restorasyonların ağız içinde maruz kaldıkları değişiklikleri taklit etmektedir ve yaşlanma ile bağlantı ara yüzeylerindeki stresi taklit edebilmek için, in vitro mikrosızıntı testlerinde kabul görmüş bir metottur(261,281).

Gwinnett ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, in vitro olarak mikrosızıntının değerlendirildiği araştırmalarda termal siklus yönteminin %79,3 oranında kullanıldığı bildirilmiştir(282).

Literatürde termal yaşlandırma uygulamaları genellikle 2.500(102), 5.000(283) ve 10.000(106) siklus şeklindedir. ISO 10477 standartlarına göre yaşlanmayı simüle etmek için 5000 siklus (5-55 ºC, 5 saniye aktarım ve 30 sn bekleme süresi) önerilmiştir.

5-55 ºC arasında uygulanan 10.000 devirlik termal siklusun, ağız ortamının 1 yıllık simulasyonuna karşılık geldiği bildirilmiştir(284).

Bu çalışmada mikrosızıntıyı değerlendirmek için hem standartlara uygun olması nedeniyle hem de benzer çalışmalar referans alınarak tüm örneklere 5- 55 ˚C arasında 30 sn daldırma süresi ve transfer zamanı 5 sn olacak şekilde 6 aylık oral ortama denk gelen 5.000 devir termal siklus uygulanmıştır(283).

Termal siklus uygulaması sonrasında araştırmaların %86,8'inde dişlerin boya solüsyonunda bekletildiği belirtilmiştir(282).

Mikrosızıntının değerlendirilmesinde kullanılan boya penetrasyon yöntemi, literatürler incelendiğinde diş dokusu-restoratif materyal ara yüzüne zarar vermemesi, görünen ışık altında tespit edilmesinin kolay olması, hızlı ve direkt ölçüm sağlaması, diş sert dokularıyla etkileşime girmemesi, ucuz olması ve toksik olmaması gibi avantajlara sahip olması nedeniyle en sık kullanılan mikrosızıntı tespit metodu olduğu bildirilmiştir(285).

Boya penetrasyonu yöntemi, kontrast boyaların içerisine örneklerin daldırılması sonrası diş-restorasyon arayüzündeki sızıntının işaretleyici boyalar sayesinde incelenmesini sağlar. Bu yöntemde en çok %0,5-2'lik bazik fuksin, %2'lik metilen mavisi ve %50'lik gümüş nitrat kullanılır(286).

Biz de çalışmamızda, mikrosızıntı tespit yöntemi olarak pratik, güvenilir ve ekonomik bir yöntem olan boya penetrasyon yöntemini kullandık.

Literatürde boya penetrasyon yönteminde kullanılan boya tipi ve boyada bekletme süreleri farklılık göstermektedir.

Boya penetrasyon testi için özellikle önerilen bir boyar madde yoktur. Ancak metilen mavisinin, bulunduğu ortamın sıcaklığından ve ışığından etkilenmesi, hidroksil iyonu varlığında transforme olarak renksiz bir bileşene dönüşmesi ve ortamda güçlü asitler bulunduğunda stabil olmayan bir hale gelmesi, mikrosızıntı testlerinde bu solüsyonun kullanımını zorlaştırmaktadır(171).

Mikrosızıntı araştırmalarında farklı partikül büyüklüğüne sahip birçok boya materyali kullanılmakta olup, % 40,8 oranında bazik fuksin, % 26,5 oranında gümüş nitrat ve % 20 oranında metilen mavisinin kullanıldığı görülmektedir(199).

Heintze ve arkadaşları da çalışmalarda en fazla tercih edilen boyanın bazik fuksin olduğunu rapor etmişlerdir(287).

Yollar ve arkadaşları yaptıkları in-vitro mikrosızıntı değerlendirme çalışmasında %0,5'lik bazik fuksin kullanmışlardır(288).

Görsel ve dijital yöntemlerle marjinal mikrosızıntı değerlendirmesinin güvenilirliğini ölçen bir çalışmada %0,5'lik bazik fuksin tercih etmişlerdir(289).

Farklı adeziv yapıştırıcı simanları kullanılarak prefabrike metal ve estetik kronlar arasındaki mikrosızıntıyı in-vitro olarak karşılaştıran bir çalışmada mikrosızıntı değerlendirmesinde yine %0,5'lik bazik fuksin kullanılmıştır(290).

Mikrosızıntı çalışmalarında bazik fuksinin en sık %0,5 ve %2'lik konsantrasyonlarının kullanıldığı(291), örneklerin boyada bekletilme zamanının çalışmalarda 1 saat ile 2 hafta arasında değiştiği ve literatürlerde en sık 24 saatlik penetrasyon zamanının seçildiği bildirilmiştir(292).

Biz de çalışmamızdaki örneklerin boya penetrasyonunda, kullanımı daha kolay ve yaygın olduğundan %0,5'lik bazik fuksin boyası kullandık ve örnekleri boya içinde 24 saat beklettik.

Literatür taramalarımız sonucunda, çoğunlukla, mikrosızıntıyı analiz etmek için sadece restorasyonun ortasında tek bir kesim yapıldığı görülmüştür(293–295).

Raskin ve ark., in vitro olarak yapılan 144 mikrosızıntı çalışmasını inceledikleri analizlerinde çalışmaların sadece %12,7'sinde 3 kesit alındığını ortaya koymuşlardır. Aynı araştırmacılar, çalışmaların %47,1 'inde sadece tek kesit ile mikrosızıntı değerlendirmesi yapıldığını ifade etmişlerdir(296).

Seksen dört adet mikrosızıntı araştırmasının değerlendirildiği başka bir çalışmada ise tek kesit alınma oranının %50,9 olduğu görülürken üç kesit alınma oranının ise %8 olduğu görülmüştür(199).

Çalışmamızda MICRACUT 202 (Metkon, Bursa-TÜRKİYE) Hassas Kesme cihazıyla her örnekten 2'şer kesit elde edilmiş, mezial, distal mikrosızıntı değerleri ve bu ölçümlerin ortalamaları alınarak ilgili örneğin mikrosızıntı değeri elde edilmiştir(297–299).

Örneklerden alınan kesitlerdeki boyanın penetrasyon oranları görüntülerin dijital ortama aktarılması sonrasında hesaplanabildiği gibi, skorlanarak da değerlendirme yapılabilir(300,301). Skorların belirlenmesinde, araştırmaların çoğunda olduğu gibi çalışmamızda da stereomikroskop kullanılmıştır(214,302,303) ve boyanın en derin penetrasyonuna sahip olan bölüm, 0-5 arası 6 puanlık bir ölçeğe göre incelenerek belirlenmiştir(188,189).

Heintze, mikroskop ile yapılan çalışmalarda, kalibrasyon altında aynı kişinin aynı örneği iki kez incelemesinde değerlendirmeler arasında %2 ila %8 değişkenlik gösterdiğini, aynı örneği farklı iki kişinin incelemesinde ise bu değişikliğin %10 ila %20 oranına çıktığını belirtmiştir(304).

Bu nedenle, çalışmamızda örnekler aynı kişi tarafından aynı kalibrasyon altında iki kez skorlanarak mikrosızıntı değerlendirmesi yapıldı.

Boya penetrasyon yönteminde görülen en büyük dezavantaj ara yüz boyunca uniform şekilde meydana gelen üç boyutlu mikrosızıntının iki boyutlu olarak ölçülebilmesidir(167,305). Bu da çalışmamızın kısıtlılıkları dahilinde değerlendirilebilir.

Mikrosızıntı kavramı; restorasyon kenarlarında gözlenen polimerizasyon büzülmesi ve mikro gerilmelere bağlı olarak meydana gelen kuvvetlerin, bağlanma dayanımı kuvvetlerini aşması sonucunda, restorasyon kenarlarında mikro boşlukların oluşacağı ve bu boşluk oluşumunun restorasyonların klinik başarısını olumsuz yönde etkileyeceği prensibiyle ortaya çıkmıştır(306). Restorasyonların kenarlarındaki mikrosızıntı, sıvıların ve mikroorganizmaların geçişini sağlar, pulpa irritasyonuna yol açar ve restorasyon-diş arayüzünde lekelenmelere neden olur(307).

Rezin kompozit ile yapılan restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesi nedeniyle kavite kenarlarında mikroaralık oluşmasına ve bunun sonucunda

restorasyon kenarlarında mikrosızıntı oluşmasına neden olan faktörler arasında zayıf adezyon, ısıya bağlı oluşan değişimler, büzümle kuvvetleri, yetersiz nem kontrolü ve çiğneme kuvvetleri yer alır(308).

Polimerizasyon büzülmesinin ayrıca rezin kompozitin diş yüzeyinden ayrılması sonucu diş dokusu ile restorasyon arasında aralık oluşumu, dolayısıyla da restorasyon kenarlarında mikrosızıntı oluşumuna neden olacağı diş hekimliğinde kabul edilen bir gerçektir(309).

Mikrosızıntının, marjinal uyumdaki yanlışlıklar, yapıştırıcı simanın mekanik özellikleri ve siman ile diş yapısı arasındaki adezyon eksikliği gibi değişkenlerin bir kombinasyonunun sonucu olduğu ve sekonder çürük, restorasyon kenarlarında renklenme ve pulpa patolojilerinin gelişiminde önemli rol oynadığı bilinmektedir(310,311).

CAD/CAM ve 3B üretim için malzeme özellikleri ve simantasyon protokolleri hakkında çeşitli çalışmalar mevcut olsa da, mikrosızıntı üzerine araştırmalar nadirdir. Yaptığımız çalışmada eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen indirekt overlay restorasyonların mikrosızıntı değerlerini karşılaştırdık.

Çalışmamızın hipotezi; eklemeli ve eksiltmeli sistemlerle üretilen overlay restorasyonların mikrosızıntısında anlamlı bir fark bulunmayacağıdır. Yaptığımız çalışma sonucunda örnek gruplarının mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiştir ($p<0,05$) ve hipotezimiz reddedilmiştir.

5.2. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Günümüzde yeni geliştirilen indirekt restorasyon materyalleri ve adeziv simanlar, geleneksel materyallere göre mekanik, kimyasal ve estetik avantajları nedeniyle daha fazla tercih edilmektedir ve literatür çalışmaları da klinik uygulamalara paralel olarak yeni materyallere odaklanmaktadır.

Diş dokusu ile restoratif materyal arasındaki mikrosızıntının derecesinin belirlenmesi, kullanılan restoratif materyalin klinik başarısı ve uzun dönem prognozu açısından önemlidir(312).

Bu çalışmanın amacı, eklemeli ve eksiltmeli sistemlerle üretilen overlay restorasyonlarda oluşabilecek mikrosızıntının in-vitro olarak incelenmesidir.

Bilgisayar destekli teknoloji, daha yüksek kalitede restorasyonlar üretmek için diş hekimliğine dahil edilmiştir. Bu restorasyonların geleneksel tekniklerle üretilen

restorasyonlara kıyasla önemli ölçüde daha düşük marjinal boşluk ve mikrosızıntı değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir(313).

Alenezi ve Yehya, yaptıkları çalışmada eksiltmeli üretim yapan CNC ve eklemeli üretim yapan 3B yazıcı tarafından üretilen dental onley modellerinin marjinal uyumunu dijital mikroskop ile değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda eksiltmeli ve eklemeli yöntem ile üretilen onleylerin marjinal adaptasyonları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir(314).

Bir başka çalışmada SLA tabanlı 3B üretim cihazında üretilen kronların marjinal doğruluğu ve uyumu, CNC frezeleme ünitesinde üretilen kronlar ile karşılaştırılmıştır. Üç boyutlu analiz ile yapılan karşılaştırmada, iki yöntemin de aynı doğruluk değerine sahip olduğu bildirilmiştir. Zirkonyum kronların üretilmesi için 3B üretim teknolojisinin kullanabileceği belirtilmiştir(315).

Daher ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada mandibular molar dişlerde hazırlanan onley restorasyonların üretim tipleri ile marjinal uyumları arasındaki ilişki incelenmiştir. Araştırılan 3B üretilmiş kompozit rezinin marjinal adaptasyonunun, eksiltmeli frezeleme yöntemi ile üretilen kompozit rezinler ve lityum disilikat ile karşılaştırılabilir düzeyde olduğu bildirilmiştir(316).

Peng ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı üretim yöntemleriyle üretilen geçici kuronların internal uyumunu ve marjinal adaptasyonunu değerlendirmeyi hedeflemişlerdir. Frezeleme yöntemi ve üç boyutlu üretim yöntemi arasında marjinal adaptasyon açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmamışlardır(317).

El-Damanhoury ve arkadaşları, kanal tedavili daimi 1. ve 2. azı dişlerinde CAD/CAM yöntemi ile yapılan feldspatik porselen, lityum disilikat ve rezin nano-seramik endokuronların mikrosızıntısını araştırdıkları çalışmada grupların arasında anlamlı bir farklılık bulunmuş, mikrosızıntı değeri en yüksek rezin nano-seramik kuronlarda iken bunu sırasıyla lityum disilikat ve feldspatik porselen takip etmiştir(318).

Özdemir ve arkadaşlarının(319) direkt ve indirekt seramik inley restorasyonlar ile nanokompozit rezin kullanılarak yapılan direkt kompozit restorasyon ve indirekt rezin kompozit inleylerin, mikrosızıntı özelliklerini değerlendirdikleri çalışmasında; en az sızıntı indirekt rezin kompozit inley grubunda, ardından indirekt seramik inley grubunda gözlenmiştir. Bu durumun günümüzde artık daha gelişmiş ve hassas

tekniklerle hazırlanan seramik ve hibrit materyallerin artan performanslarına bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

Wang ve arkadaşları(320) daimî azı dişlerde, kobalt krom porselenlerden ve üç farklı işleme teknolojisi ile (Döküm, Seçici Lazer Eritme ve CAD/CAM frezeleme) yapılan endokuronların mikrosızıntısını değerlendirmiştir. Seçici lazer eritme yöntemiyle üretilen kobalt krom porselen endokuronlar, döküm veya CAD/CAM frezeleme yöntemi ile yapılan endokuronlara göre sızıntı açısından daha üstün bulunmuştur. Bizim çalışmamızda 3B üretim yöntemi olarak SLA ve DLP tabanlı yöntemler seçilmiştir ve sonuçlarımıza göre bu yöntemlerle üretilen overlay restorasyonların mikrosızıntı değerleri, CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilen overlay restorasyonların mikrosızıntı değerlerine göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.

Ahlholm ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada frezeleme, geleneksel indirekt kompozit ve multijet 3B üretim teknolojisi kullanılarak nano seramik restorasyonlar üretilmişti. Multijet 3B üretimin marjinal uyumunun, dental inley/onley restorasyonların üretimindeki frezeleme yöntemi ile aynı seviyede bulunduğu bildirilmiştir(321).

Bilgisayarlı sistemle üretilen restorasyonların geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlara kıyasla önemli ölçüde daha düşük marjinal boşluk ve mikrosızıntı değerlerine sahip olduğu bildirilmektedir(313).

Çalışmamızda en az mikrosızıntı değerlerini VHF Z4 CAD/CAM cihazıyla frezeleme yöntemiyle Cerasmart 270 hibrit nanoseramik bloktan üretilen ve G-cem One self adeziv rezin simanla yapıştırılan overlay restorasyonlar gösterirken, en fazla mikrosızıntı değerlerini ise DLP alt yapılı Asiga UV Max 3B yazıcıyla Saremco Print Crowntec reçineden üretilen ve Panavia SA Universal rezin siman ile yapıştırılan overlay restorasyonlar göstermiştir.

Yao ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın amacı, termal döngüden sonra geleneksel bis-akril kompozit reçinelerin eğilme dayanıklılığını ve marjinal doğruluğunu CAD/CAM materyallerininkilerle karşılaştırmaktı. Çalışmada, Protemp 4 (3M ESPE), Structur 2 SC/QM (VOCO), VITA CAD-Temp (VITA) ve Telio CAD (Ivoclar Vivadent) kullanılmıştır. Yapılan çalışmanın sonuçları, termal döngüden sonra marjinal tutarsızlıkların ortaya çıktığını göstermiştir. İki CAD/CAM materyali (VITA

CAD-Temp ve Teilo CAD), rezin materyallerden (Protemp 4 ve Structur 2 SC/QM) daha iyi marjinal uyum göstermiştir ve CAD/CAM sistemiyle yapılan restorasyonların, iyi marjinal uyum göstereceği sonucuna varmışlardır. CAD/CAM malzemeleri, büzülmeyi önlemek için önceden polimerize edilerek üretilmiştir. Bu nedenle CAD/CAM malzemelerle üretilen restorasyonların marjinal uyumunun reçine malzemelere kıyasla önemli ölçüde azalmadığı bildirilmiştir(322). Bizim çalışmamızda da Cerasmart 270 CAD/CAM bloğundan üretilen overlayler en az mikrosızıntı değerlerini gösterirken 3B reçine materyalleriyle üretilen overlayler daha fazla mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

Yapılan başka bir in-vitro çalışmada, seramik tipi, işleme tekniği ve in-vitro termal döngüye dayanarak ısıyla preslenmiş ve frezelenmiş monolitik cam-seramik restorasyonların kenar ve iç uyumu değerlendirilmiştir. Otuz iki kron incelenerek seramik materyale (feldispatik cam seramik (F) ve zirkonyum takviyeli lityum silikat cam seramik (ZLS)) ve teknolojik elde etme süreçlerine (frezeleme (M) ve ısı presleme (P)) göre dört gruba ayrılmış (n = 8). Vita Mark II FM ve Vita Suprinity ZLSM bloklar kullanılmıştır. Self-adeziv rezin siman (Maxcem Elite, Self Etch, Kerr, CA, ABD) ile simante etmişler ve 10.000 termal siklustan sonra marjinal adaptasyona bakmışlar. Test edilen malzemeler arasında simantasyon ve termal döngü öncesi ve sonrasında anlamlı farklılıklar bulunmuş ($p<0,05$). Simantasyon ve termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında en iyi marjinal ve iç uygunluk FM kronlarında gösterilmiştir. Bu tip kron, diğer kronlar gibi sinterlemeden kaynaklanan yüksek sıcaklıklara maruz kalmamıştır ve bunun, nihai restorasyonun boyutsal doğruluğunu sağladığı düşünülmüştür. Bu faktör, kronların internal ve marjinal uyum değerleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. CAD/CAM bloklar üretilirken polimerizasyonu tamamlandığından dolayı ve içeriği indirekt rezinlerden farklı olduğu için termal siklus minimal etki yapar ya da etkilemez sonucuna ulaşmışlardır(323). Bizim çalışmamızda da CAD/CAM blok ile üretilen overlay restorasyonlar diğer gruplara göre minimal mikrosızıntı göstermiştir.

Ustun ve arkadaşlarının yaptığı in vitro çalışmanın amacı, termal yaşlandırma sonrası 3 farklı simantasyon sisteminin farklı CAD-CAM malzemelerinin makaslama bağ dayanımına olan etkisini araştırmaktı. Benzer boyutlardaki 63 adet molar dişin oklüzal yüzeyleri prepare edilerek, 21 adet zirkonyum oksitle güçlendirilmiş lityum disilikat (Vita Suprinity-VS), 21 adet polimer infiltre seramik (Vita Enamic-VE) ve 21

adet reçine nanoseramik (GC Cerasmart-GC) olmak üzere 2,5 mm kalınlığında dikdörtgen şekilli örnekler elde edildi. Seramikler total etch (TE), self etch (SE) ve self adeziv (SA) siman sistemleri kullanılarak simante edildi. Termal yaşlandırma işlemi, simantasyon sistemlerinden bağımsız olarak tüm seramik malzemelerin bağ mukavemeti değerlerini önemli ölçüde azalttı(324). Bizim çalışmamızda da termal siklus tüm deney gruplarının marjinal uyumunu etkilemiştir.

Reymus ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, "3 boyutlu yazıcıyla üretilen restorasyonlar, frezelenmiş kontrol grubuna kıyasla yapay yaşlandırmaya karşı daha hassastır; bu durum, eklemeli yöntemle üretilen restorasyonların uzun vadeli dayanımını sorgulatmaktadır." sonucuna ulaşmışlardır(246). Bu çalışmadaki yapay yaşlandırma protokolü, ağız boşluğundaki durumu simüle etmeyi ve malzemelerin özellikleri üzerindeki etkisini araştırmayı amaçlamıştır. Bu sonuç, rezin bazlı malzemelerle ilgili çalışmaların sonuçlarıyla tutarlıdır(325). Bizim çalışmamızda da 3B yazıcıyla üretilen overlay restorasyonlar frezeleme yöntemine göre daha fazla mikrosızıntı göstermiştir ve bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur.

Keßler ve arkadaşları(326) baskı açısının ve yaşlandırmanın 3B üretilmiş reçinenin eğilme mukavemetini etkilediğini ancak yaşlandırmanın etkisinin baskı açısından daha yüksek olduğunu buldu. Çalışmamızda 3B yazdırılmış tüm overlay restorasyonların baskı açısı 0 derece olarak belirlenmişti. Keßler ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçlarına dayanarak, bizim 3B üretilmiş gruplarımızın mikrosızıntı değerlerinin yüksek çıkmasının sebebinin termal siklus kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Uğur ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, VITA Mark II ve IPS e.max CAD bloklar kullanıldı, Panavia SA ve RelyX U200 self adeziv rezin simanlarla iki alt gruba ayrıldı ve simante edildi. 5000 siklus termal yaşlandırma yapıldı. Yaşlandırma yapılan tüm gruplardaki örnekler rakamsal olarak bağlanma değerlerinde düşüş gösterdi. Stereomikroskop ile x40 büyütmede makaslama testi sonrası yapılan yüzey incelemesinde tüm örneklerde adeziv tip başarısızlık oluştuğu görüldü. Bu in vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde kısa dönem termal döngü işlemi self adeziv rezin simanların felspatik ve lityum disilikat seramiklere bağlanma dayanımı değerlerini düşürse de istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmediği bildirildi(327). Bu çalışmada kullanılan rezin simanlarda MDP ve bis-GMA varlığının zamanla su emiliminin

hızlanmasına katkıda bulunması ve termal yaşlandırmadan sonra rezin simanların mekanik özelliklerinin etkilenmesi mümkün olduğu ifade edildi(328). Bizim çalışmamızda kullanılan 2 farklı rezin simandan Panavia SA self adeziv rezin siman 10-MDP, Bis-GMA, TEGDMA ve HEMA içermektedir ve simanları karşılaştırdığımızda en fazla mikrosızıntı değerlerini gösteren gruplar Panavia SA siman ile simante edilen gruplardır. İlgili simanın içeriği su emilimini arttırmış ve termal siklustan daha fazla etkilenerek yüksek mikrosızıntı değerleri göstermiştir şeklinde değerlendirilebilir.

El-Damanhoury ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, CEREC Blok, E.max CAD ve LAVA Ultimate bloklardan endokuronlar üretilmiş. Bunlardan Lava Ultimate rezin nanoseramik blok, CEREC feldispatik seramik blok, E.max CAD ise lityum disilikat bloktur. Tüm örnekler dual-cure rezin siman Variolink II (Ivoclar Vivadent) ile simante edilmiş. Sonrasında 5000 döngü termal siklusa tabi tutulmuş. Mevcut çalışmada, Lava Ultimate, CEREC Blok ve E.max CAD'ten önemli ölçüde daha yüksek bir boya penetrasyonu göstermiştir. Diğer seramiklerin aksine, Lava Ultimate, yüksek oranda kürlenmiş bir rezin matrisine gömülü %80 nanoseramik parçacık içermektedir. Bu kimyasal bileşimin, seramik malzemeler ve dentin ile karşılaştırıldığında daha yüksek bir termal genleşme katsayısına yol açtığı ve bunun sırayla bu malzemenin kenar kalitesi üzerindeki termal döngünün etkisini arttıracağı ve dolayısıyla daha fazla mikrosızıntıya neden olabileceği düşünülmektedir(284). Çalışmada meydana gelen bu mikrosızıntı farklarını termal siklus sırasında oluşan sıcaklık değişimlerine bağlamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, termal siklus sırasında hibrit tabakanın sıcak suya maruz bırakılması, korumasız kollajenin hidrolizini hızlandırarak ve zayıf polimerize olmuş reçineyi çıkararak diş-restorasyon arasındaki tabakayı etkileyebileceği rapor edilmiştir. Termal genleşme katsayıları sırasıyla şöyledir; mine $11x10^{-6}$ /°C, dentin $8,3x10^{-6}$ /°C, kompozit rezin $39,4x10^{-6}$ /°C ve seramik $7,1x10^{-6}$ /°C. Restoratif materyaller ile diş yapısı arasındaki termal genleşme katsayısı farkından dolayı termal siklus sırasında diş-restorasyon arayüzünde stresler oluşur. Doğrusal termal genleşme katsayısının, mikrosızıntıyı etkileyen önemli bir faktör olduğu öne sürülmüştür(329,330). Bu faktör, restoratif materyalin bileşiminden etkilenir. Diş ile restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genleşme katsayısındaki daha büyük bir fark, sıcaklık dalgalanmasıyla aşırı

streslerin oluşmasına yol açar ve bu da bağlanmış arayüz boyunca yayılan ve bir boşluk oluşmasına neden olan mikro çatlaklara neden olabilir şeklinde açıklamışlardır(318).

Mesquita ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, ışıkla kürlenen indirekt dental kompozit restorasyonların ilk saatler ve günlerde polimerize edilmemiş materyal fazı içereceğini söylemişlerdir. Ancak, normal ağız sıcaklığı ve sıcak yiyecek-içeceklerin tüketilmesinden kaynaklanan daha yüksek sıcaklıklar tarafından tetiklenen, tepkimeye girmeyen metakrilat ünitelerinin sayısı zamanla azalacaktır. Başka bir deyişle, kompozit materyallerin önemli bir olgunlaşması ağız sıcaklığında gerçekleşecektir. Bu sonuçların klinik önemi, dental reçinelerin ilk ışık aktivasyonu ve polimerizasyondan sonra sertleşmeye devam edecek olmasıdır; bu da ek mikrosızıntı gibi olumsuz etkilere sebep olabilir(331). Zamanla devam eden bu polimerizasyon sürecinden dolayı çalışmamızda kullandığımız 3B reçineler ile üretilen overlay restorasyonlarda en fazla mikrosızıntı değerlerinin görüldüğü düşünülmektedir. CAD/CAM bloklarla üretilen restorasyonların simantasyon sonrası ağız içi sıcaklık değişimlerinden 3B reçinelerden daha az etkilenmesine sebep olur denmiştir. Bizim çalışmamızda da 3B reçineler, CAD/CAM bloktan daha fazla mikrosızıntı göstermiştir.

Li ve arkadaşları, sonlu elemanlar analiziyle yaptıkları çalışmada, termal döngüden sonra rezin kuronların hacimsel genleşmesinin neden olduğu stres konsantrasyonlarına bakmış ve en fazla stres servikal bölgede görülmüştür(332). Çalışmada dört farklı kompozit reçine materyalinin tamamı termal siklus sırasında higroskopik genleşme sergilemiştir. Reçine kompozitlerin higroskopik genleşmesi temel olarak ağın elastikliğinden ve polimer matriksin hidrofilikliğinden etkilenir; ağın elastikliği gerilmeyi ve boyuttaki artışı kontrol eder ve polimer matriksin hidrofilikliği ise suyun polimer ağ içine yayılma yeteneğini belirler(333). Polimer sistemi, dolgu maddesinin boyutu, türü ve hacim oranı gibi faktörler dahil olmak üzere higroskopik genleşme sürecini etkileyen bir dizi faktör vardır(334,335). Genel olarak su emilimi, inorganik dolgu fazından ziyade materyalin organik fazında gerçekleşir; bu su depolamadan sonra hacim genleşmesine ilişkin farklılıklarını ve buna bağlı servikal bölgede hacimsel değişime bağlı gerçekleşen marjinal uyumun bozulmasını ve mikrosızıntının artmasını açıklayabilir(336). CAD/CAM malzemeleri,

polimerizasyon ısısını ve büzülmeyi önleyen endüstriyel olarak polimerize edilmiş bloklardan önceden üretilir(337–340).

Bir başka çalışmada, dual-cure rezin simanlar RelyX ARC ve Panavia F'nin geleneksel cam iyonomer siman Fuji I ve rezin modifiye cam iyonomer siman Fuji Plus ile karşılaştırıldığında daha fazla mikrosızıntı yaptığı görülmüştür. Araştırmacılar bu mikrosızıntı farkını rezin simanların polimerizasyon büzülmesine ve termal siklus sırasında ilgili yüzeylerin (diş, siman, restorasyon) termal genleşme katsayılarına bağlamışlardır. Yine aynı çalışmada mikrosızıntı sadece siman-mine/dentin arayüzünde meydana gelmiştir(341). Bizim çalışmamızda da stereomikroskop altında incelenen mikrosızıntı hatları siman-mine/dentin arayüzünde gözlenmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla uyumludur.

Çal ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, self adeziv simanların farklı mikrosızıntı sonuçlarını, farklı fonksiyonel monomerleri ve farklı kimyasal bileşimleri ile açıklanabileceği söylenmiştir. pH değerlerindeki farklılıklar, bu simanların mine ve dentini aşındırma yeteneğini etkileyebilir ve daha sonra mikrosızıntı ile idealden daha az yapışmaya neden olabilir. G-Cem One rezin siman, apatit içindeki kalsiyum iyonlarına şelatlama reaksiyonu ile bağlanan 4-metakriloksi-etil trimellitat anhidrit içerir. Bu sistemler daha iyi yapışma için daha kuru dentin yüzeyleri gerektirir. Bu çalışmada sızıntı skorları RelyX Unicem'inkinden daha yüksek bulunmuştur. Fonksiyonel monomerin nispeten zayıf bağlanma potansiyeli ve yüksek molekül ağırlığı, varsayılan kimyasal reaksiyonun klinik olarak makul bir süre içinde başarısız olmasının nedeni olabilir demişlerdir(342).

Kassem ve arkadaşlarının, farklı kompozit ve seramik kuronları iki farklı rezin siman (Panavia F-2.0 self-etching rezin siman (PAN) ve RelyX-Unicem-Clicker self-adeziv resin siman (RXU)) ile simante ettikleri çalışmada PAN ile simante edilen kronların ortalama mikrosızıntı skorları RXU ile simante edilenlere göre önemli ölçüde daha düşüktü. Bu fark, simanların adezyon mekanizmasıyla ilgili olabilir. PAN'ın etch-primer maddesi 2,4 pH'a sahiptir ve dentinin içine seçici olarak yayılan ve hibrit bir kompleks oluşturan düşük molekül ağırlıklı monomerlere sahiptir. Bu nedenle, bu monomerler siman ve dentin arasında bağlanma ile sonuçlanan bir dentin demineralizasyonu oluşturur. Bu mekanizma, dentin hidroksiapatit ile reaksiyona giren çok işlevli fosfonik asit metakrilatlarına sahip olan RXU için geçerli değildir.

Son zamanlarda yapılan bir çalışmada, RXU başlangıçta asidik bir pH'a rağmen dentinde dekalsifikasyon/infiltrasyon oluşturmadı. Siman ve dentin arasındaki arayüzün doğasının bazı geleneksel simanlarınkine benzediği bildirildi. Bu, bu çalışmada PAN ile simante edilen restorasyonlara kıyasla RXU ile simante edilen kronlar için bildirilen önemli ölçüde daha yüksek mikrosızıntı skorlarını açıklayabilir(343). Aynı simanların kullanıldığı, iki farklı bloktan üretilen CAD/CAM kuronların olduğu farklı bir çalışmada mikrosızıntının restoratif materyale değil simanın içeriğine bağlı olduğu sonucuna varılmıştır(344). Bu çalışmaların sonuçları bizim çalışmamızla kısmen uyumludur. Çalışmamızda mikrosızıntı değerlerinin farklı simanlar arasında farklı sonuçlar verdiği görülmüştür fakat farklı üretim yöntemleri arasında da mikrosızıntı değerleri arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür.

Ahmad Rabah, yaptığı çalışmada indirekt kompozit rezin inleyleri, üç farklı siman (Variolink N, Panavia F2.0 ve RelyXUnicem) ile simante edip 24 ve 168 saat olmak üzere distile su ve laktik asitte saklamış ve mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonunda, en yüksek boya penetrasyon puanları laktik asit ile elde edilirken, distile su en düşük puanları gösterdi. Genel olarak 24 saat veya 168 saat olmak üzere farklı depolama sürelerinde, iki süre arasında yüksek anlamlı bir fark vardı ($p<0,05$). 168 saat boyunca depolanan numuneler, 24 saat boyunca depolananlara göre daha yüksek boya penetrasyon puanları gösterdi. Mikrosızıntı sonuçları, 24 saat boyunca distile suda saklandığında üç rezin siman arasında anlamlı bir fark olmadığını ($p>0,05$) gösterdi. Ancak, 24 saat boyunca saklama ortamı olarak laktik asit kullanılması durumunda sonuçlar arasında anlamlı bir fark ($p<0,05$) gösterdi. Variolink N reçine siman en yüksek boya penetrasyon puanlarını ortaya koyarken, bunu RelyXUnicem, ardından en düşük puanları gösteren Panavia F2.0 izledi. Bu, rezin matrisleri tarafından farklı sıvı emilimi oranlarına bağlanabilir. Laktik asit molekülünde bulunan fonksiyonel gruplar (-OH hidroksil grubu ve -COOH karboksil grubu) tarafından desteklenen yüksek düzeyde hidrojen bağları, Variolink N simanının organik matrisinde bulunan dimetakrilat monomerlerinin (Bis-GMA'da -OH-, TEGDMA'da -O- ve Bis- EMA'da ve UDMA'da -NH-) polar bölgeleriyle desteklendi. Bu nedenle, su ve asitlerle güçlü hidrojen bağları oluşturabilir, rezin matrisi tarafından sıvı alımını, rezin bozunmasını artırabilir ve dolayısıyla mekanik özelliklerini azaltabilirler(345). Bu çalışma yaşlandırma yöntemi ve saklama ortamı olarak bizim

çalışmamızdan farklıdır. Fakat çalışmamızda kullandığımız simanların kimyasal içeriğinde özellikle Panavia SA Universal adeziv rezin simanda bu çalışmadaki gibi Bis-GMA, TEGDMA, HEMA bulunmaktadır. Bu dimetakrilat monomerleri, Panavia SA Universal adeziv simanın mikrosızıntı değerlerinin yüksek çıkmasına neden olmuş olabilir.

Su emilimi, rezinlerin fiziksel ve kimyasal yapılarında bozulmalara ve mikrosızıntıya neden olan, ayrıca renk stabilitesini etkileyen faktörlerden biridir. Gad ve arkadaşları çalışmalarında, 3 boyutlu üretilen rezin gruplarının termal döngü öncesinde ve sonrasında konvansiyonel yöntemlerle üretilen rezinlere göre su emiliminin önemli ölçüde arttığını bildirmiştir(346). Buna benzer olarak farklı çalışmalarda da 3B yöntemle üretilen rezinlerin daha yüksek su emilim değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir(347–349). Su emilimindeki artışın polimerizasyon tekniği ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir. Üç boyutlu yazıcı ile üretilen rezinlerin düşük polimerizasyon oranları, reaksiyona girmeyen monomerlerde artış olması ile sonuçlanır. Buna ek olarak rezin içerisindeki çapraz bağ maddeleri, plastikleştirici maddeler, başlatıcılar veya çözünür materyaller gibi polimerize rezinlerinde bulunan ek bileşenler yüksek su emilimine neden olabilmektedir. Su emilimini etkileyen diğer faktör ise 3B baskılı rezinlerinin baskı katmanları arasında emilen suyun interpolimerik boşluklara yayılması ve bunun sonucunda suda çözünürlüğünün artmasıdır(346,350). Bizim çalışmamızda da 3B üretilen grupların mikrosızıntı değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi 3B reçinelerin su emilimi ve farklı monomer içerikleri olabilir.

Attar ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, hidroksil gruplarına sahip monomerlerin zamanla daha yüksek su emilimine ve mikrosızıntıya sebep olma olasılığı daha yüksektir sonucuna ulaşmışlardır(351). Çalışmamızda kullandığımız self adeziv rezin simanlardan Panavia SA Universal self adeziv simanın kimyasal yapısında bir hidroksil grup olan HEMA bulunmaktayken, G-Cem One self adeziv rezin simanın içeriğinde bu grup bulunmamaktadır. Çalışmamızın sonuçlarına göre iki siman arasındaki mikrosızıntı değerlerinin karşılaştırılması sırasında anlamlı fark çıkmasının ve Panavia SA Universal self adeziv rezin siman ile simante edilen örneklerde daha fazla mikrosızıntı görülmesinin sebebi bu simanın içeriğinde hidroksil grup HEMA bulunması olabilir.

Haifaa ve Bassam, yaptıkları çalışmada seramik laminate veneerleri iki farklı rezin siman (self adeziv rezin siman Panavia SA ve total-etch rezin siman Variolink Esthetic) kullanarak simante etmiş ve mikrosızıntılarını değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçları, iki çalışma grubu arasında mikrosızıntı derecesinde önemli bir fark olduğunu göstermiştir. Self adeziv rezin siman mikrosızıntıda daha büyük değerler göstermiştir, bu birkaç faktöre bağlı olabilir; self adeziv simanın (Panavia SA) minenin yüzeyini çevreleyen smear tabakasını kaldırma yeteneğinin yetersiz olması, bu siman smear tabakasını değiştirir, yani kısmen çözer ve kaldırmaz. Çünkü monomerlerinin başlangıçtaki asitliği (4 pH'a eşdeğerdir), mineyi aşındırmak için yetersiz kabul edilir. Bu ayrıca, karıştırıldıktan sonra self adeziv simanın (Panavia SA) yüksek viskozitesinden de kaynaklanıyor olabilir, bu da akışını ve asit monomerlerinin yayılmasını engelleyebilir. Tüm bu faktörler, mine yüzeyinde oluşan mikroskobik gözeneklerin kusurlu bir şekle sahip olmasına yol açabilir, böylece hibrit tabakanın içine monomerlerin yerleştirilmesini ve adeziv siman ile mine yüzeyi arasında mikroskobik boşlukların oluşmasını sağlayabilir; burada mikroskobik boşluk, ne kadar küçük olursa olsun, hibrit tabakanın içindeki sıvıların ve suyun tüm arayüz boyunca sürekli sızmasına izin verir, bu da polimerize olmamış veya zayıf kürlenmiş moleküllerin çözünmesine neden olur ve sonuç olarak bağ zamanla kırılır ve mikrosızıntıya yol açar(352). Bizim çalışmamızda kullandığımız simanlardan biri Panavia SA Universal self adeziv rezin simandı. Mikrosızıntı değerleri en yüksek çıkan gruplarda Panavia SA self adeziv rezin siman kullanılmıştı. Yukarıda sayılan sebeplerden dolayı çalışmamızda da, Panavia SA Universal self adeziv rezin siman ile yapıştırılan overlay restorasyonların mikrosızıntı değerleri anlamlı şekilde yüksek çıkmış olabilir.

Yapılan bir çalışmada CAD/CAM sistemiyle IPS Empress crown (Ivoclar Vivadent) ile tam seramik kuronlar üretilmiş ve simantasyonda üç adet self-etching rezin siman kullanılmıştır. Bu simanlar; Multilink (Ivoclar Vivadent), Panavia F 2.0 (Kuraray America Inc, NY, NY, ABD) ve RelyX Unicem (3M ESPE)'dir. Örnekler 1000 siklus termal yaşlandırmadan sonra %5'lik metilen mavisi solüsyonunda 24 saat bekletildi. Her rezin siman ajanı türü için 70x büyütmede dijital görüntü analizi kullanılarak toplam 60 kesit değerlendirildi. Panavia F 2.0, hem mine hem de dentin kenarlarında RelyX Unicem ve Multilink'ten daha düşük derecede mikrosızıntı

gösterdi(353). Bu çalışmanın bizim çalışmamızdan farkları şunlardır; tek restorasyon materyali ve üretim yöntemi kullanılması ve kullandıkları tüm simanların self-etch rezin siman olması. Bizim çalışmamızda üç farklı üretim yöntemi ve dolayısıyla üç farklı restorasyon materyali ve iki farklı self-adeziv rezin siman vardı. İlerleyen çalışmalarda siman sayısının ve çeşidinin arttırılması ve simanların farklı adezyon sistemlerinin karşılaştırılması önerilebilir.

Schlenz ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir in-vitro çalışmada CAD-CAM materyalinden bağımsız olarak tüm test gruplarında mikrosızıntı görüldü. Bizim çalışmamızda da örneklerimizin çoğunda diş-siman arasında mikrosızıntıya rastlanmıştır. Bu sonuç henüz mikrosızıntı açısından mükemmel bir materyalin olmadığını göstermektedir(354).

Literatür taramalarımız ve çalışmamızın adeziv simandan bağımsız sonuçlarına baktığımızda, gruplarımız arasındaki mikrosızıntı değerleri arasındaki farkların termal siklus sırasındaki genleşme, materyallerin termal genleşme katsayıları arasındaki farklılık, su emilimi ve 3B rezin materyallerin reaksiyona girmeyen monomerlerinden kaynaklı olduğu söylenebilir. Çalışmamızdaki restoratif materyaller karşılaştırıldığında en düşük mikrosızıntı değerleri eksiltmeli yöntem ile üretilen overlay restorasyonlarda görülmüştür. 3B üretilmiş overlay restorasyonların daha fazla mikrosızıntı değerleri göstermesi literatürle uyumlu bulunmuştur.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. SONUÇLAR

Üç farklı üretim tekniği (eksiltmeli ve 2 çeşit eklemeli sistem) ile elde edilen ve iki farklı rezin siman ile simante edilen overleylerde oluşabilecek mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığına dair sıfır hipotezi kurulmuştur. Çalışmamızın sonuçlarına göre hipotezimiz reddedilmiştir.

1- Çalışmamızda, Cerasmart 270 bloktan CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilip G-Cem One rezin siman ile simante edilen grup en düşük mikrosızıntı değerlerini göstermiştir.

2- En yüksek mikrosızıntı değerlerini gösteren grup ise Crowntec reçineden eklemeli DLP yöntem ile Asiga Max UV cihazında üretilip Panavia SA rezin siman ile simante edilen gruptur ($p<0,05$).

3- Çalışmamızda kullandığımız iki adeziv rezin simandan en fazla mikrosızıntı gösteren Panavia SA Universal adeziv rezin simandır.

4- Hiçbir üretim yöntemi ve materyal diş-restorasyon arayüzünde gözlenen mikrosızıntının tamamen elimine edilmesini sağlayamamıştır.

5-Çalışmamızda siman-restorasyon arayüzünde mikrosızıntı görülmemiştir görülen tüm mikrosızıntı hatları diş-siman arayüzündedir.

6.2. ÖNERİLER

Bu çalışmanın sonuçlarına göre; metalik olmayan indirekt restorasyonlar özellikle posterior bölgede, tedavi süresinin kısalması ve gereksiz madde kaybına sebep olmamak için tercih edilebilir materyallerdir. Klinik olarak restore edilecek dişin madde kaybı ve bulunduğu pozisyona dikkat edilerek restoratif materyal ve kullanılacak üretim yöntemi seçiminin yapılması önerilebilir.

Bu in vitro çalışmanın bulgularına dayanarak, indirekt restorasyonlarda mikrosızıntı potansiyelini azaltmak için üretici firmaların da tavsiye ettiği gibi aynı markalı indirekt restorasyon materyali ile yine aynı markalı adeziv simanın kullanılması önerilebilir.

Ağız ortamında, restorasyonlar çiğneme sırasında çeşitli mekanik kuvvetlere ve soğuk-sıcak değişimlerine maruz kalır. Bu tür kuvvetler ve sıcaklık değişimleri, uzun vadede mekanik yorgunluğa neden olabilir ve bu da mikrosızıntı üzerinde önemli

bir etkiye sahip olabilir. Metalik olmayan tam ve parsiyel restorasyonların mikrosızıntısı üzerindeki etkisini keşfetmek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

Termal siklus işleminin indirekt restorasyonlarda termal genleşmeye neden olduğunu düşündüğümüzden gelecekte farklı siklus sayılarıyla daha çeşitli çalışmalar yapılması önerilebilir.

İlerleyen mikrosızıntı çalışmalarda siman çeşitliliğinin arttırılması ve farklı indirekt restorasyon üretim yöntemlerinin ve materyallerinin araştırılması önerilebilir.

Araştırmalarımız sonucu 3B yazıcıların, indirekt restorasyon yapımında kullanımı klinik olarak uygundur fakat diş hekimliği için 3B baskılı malzemeler ve üretim yöntemleri hakkında literatür hala yeterli değildir. Bu nedenle 3B üretim hakkında daha fazla araştırma yapılması önerilebilir.

Uzun dönem klinik takip çalışmaların yapılmasının daha sağlıklı sonuçlar elde edilmesine katkı sağlayabileceğini önerebiliriz.

KAYNAKLAR

1. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A, et al. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. J Dent. 2014 Apr;42(4):377–83.
2. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. Int J Esthet Dent. 2015;10(3):392–413.
3. Plant CG, Thomas GD. Porcelain facings: a simple clinical and laboratory method. Br Dent J. 1987 Oct 10;163(7):231–4.
4. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992 Jun;67(6):859–65.
5. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. J Prosthet Dent. 1995 May;73(5):411–8.
6. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent. 2004 Jan;7(1):25–45.
7. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. J Prosthodont. 2012 Jul;21(5):353–62.
8. Yüce ŞM, Türk AG. Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim Ve Presleme Sistemleriyle Üretilen Porselen Laminat Venerlerin Kenar Ve İnternal Uyumlarının Karşılaştırılması: İn-Vitro Çalışma. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2017;27(1):19–26.
9. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. Biomed Res Int. 2018;2018:4893143.
10. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res. 2016 Apr;60(2):72–84.
11. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. Dent Mater. 2018 Feb;34(2):192–200.

12. Lee WS, Lee DH, Lee KB. Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. J Adv Prosthodont. 2017 Aug;9(4):265–70.
13. Rungrojwittayakul O, Kan JY, Shiozaki K, Swamidass RS, Goodacre BJ, Goodacre CJ, et al. Accuracy of 3D Printed Models Created by Two Technologies of Printers with Different Designs of Model Base. J Prosthodont. 2020 Feb;29(2):124–8.
14. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. J Clin Med. 2020 Oct 20;9(10).
15. Shah P, Chong BS. 3D imaging, 3D printing and 3D virtual planning in endodontics. Clin Oral Investig. 2018 Mar;22(2):641–54.
16. Sharafeddin F, Bakhtiarvand NA, Jowkar Z. Evaluation of the effect of home bleaching gel on microleakage of different glass ionomers reinforced with micro-hydroxyapatite. J Conserv Dent. 2019;22(1):64–8.
17. de Carvalho MA, Lazari-Carvalho PC, Polonial IF, de Souza JB, Magne P. Significance of immediate dentin sealing and flowable resin coating reinforcement for unfilled/lightly filled adhesive systems. J Esthet Restor Dent. 2021 Jan;33(1):88–98.
18. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BAC, Huysmans MCDNJM. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. J Dent Res. 2010 Oct;89(10):1063–7.
19. Demarco FF, Collares K, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR de, Opdam NJ. Should my composite restorations last forever? Why are they failing? Braz Oral Res. 2017 Aug 28;31(suppl 1):e56.
20. Wassell RW, Walls AW, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: three-year clinical results. Br Dent J. 1995 Nov 11;179(9):343–9.
21. Duquia R de CS, Osinaga PWR, Demarco FF, de V Habekost L, Conceição EN. Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite. Oper Dent. 2006;31(6):682–7.
22. Barone A, Derchi G, Rossi A, Marconcini S, Covani U. Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays: a 3-year study. Quintessence Int. 2008 Jan;39(1):65–71.

23. Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D. Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. J Dent. 2005 Jul;33(6):499–507.
24. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. Int J Esthet Dent. 2017;12(2):204–30.
25. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. J Oral Rehabil. 2005 Jun;32(6):433–40.
26. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. Int J Periodontics Restorative Dent. 2003 Dec;23(6):543–55.
27. Hayashi M, Yeung CA. Ceramic inlays for restoring posterior teeth. Aust Dent J. 2004 Jun;49(2):60.
28. Magne P. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? J Calif Dent Assoc. 2006 Feb;34(2):135–47.
29. Mehl A, Kunzelmann KH, Folwaczny M, Hickel R. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. J Adhes Dent. 2004;6(3):239–45.
30. Geurtsen W, García-Godoy F. Bonded restorations for the prevention and treatment of the cracked-tooth syndrome. Am J Dent. 1999 Dec;12(6):266–70.
31. Signore A, Benedicenti S, Covani U, Ravera G. A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. Int J Prosthodont. 2007;20(6):609–16.
32. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. J Can Dent Assoc. 2013;79:d140.
33. Halacoglu D, Tuncer D, Arhun N. İndirekt Posterior Restorasyonlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015 Nov 24;25.
34. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. Am J Dent. 1997 Oct;10(5):237–41.
35. Liberman R, Ben-Amar A, Gontar G, Hirsh A. The effect of posterior composite restorations on the resistance of cavity walls to vertically applied occlusal loads. J Oral Rehabil. 1990 Jan;17(1):99–105.

36. Gemalmaz D. Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: a clinical report. J Prosthet Dent. 2002 Feb;87(2):133–5.
37. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. J Oral Rehabil. 2003 Sep;30(9):873–7.
38. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. Clin Cosmet Investig Dent. 2013;5:21–32.
39. Trushkowsky RD, Burgess JO. Complex single-tooth restorations. Dent Clin North Am. 2002 Apr;46(2):341–65.
40. Garber DA, Goldstein RE. Porcelain & Composite Inlays & Onlays - Esthetic Posterior Restorations. Vol. 1. Chicago: Quintessence Publishing; 1994. 38 p.
41. Crispin BJ. Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? Compend Contin Educ Dent. 2002 Jul;23(7):611–4, 616, 618 passim; quiz 624.
42. Burgoyne AR, Nicholls JI, Brudvik JS. In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. J Prosthet Dent. 1991 Feb;65(2):206–14.
43. Jayasooriya PR, Pereira PNR, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. The effect of a "resin coating" on the interfacial adaptation of composite inlays. Oper Dent. 2003;28(1):28–35.
44. Hersek N, Canay S, Akça K, Ciftçi Y. Comparison of microleakage properties of three different filling materials. An autoradiographic study. J Oral Rehabil. 2002 Dec;29(12):1212–7.
45. Yilmaz D, Gemalmaz D. Clinical evaluation of class II Targis inlays: preliminary results after 1 year. J Oral Rehabil. 2003 Aug;30(8):855–60.
46. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal JP. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. Dent Mater. 2013 Dec;29(12):1209–18.
47. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. J Esthet Restor Dent. 2005;17(4):224–35.
48. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. Int J Dent. 2016;2016:9840594.
49. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin North Am. 2011 Jul;55(3):559–70, ix.

50. Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M. Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. J Prosthodont. 2017 Jun;26(4):309–14.
51. Karaalioğlu OF, Duymuş Z. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2008;1:25–32.
52. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 2009 Jan;28(1):44–56.
53. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? J Am Dent Assoc. 2004 Oct;135 Suppl:11S-16S.
54. Peng M, Li C, Huang C, Liang S. Digital technologies to facilitate minimally invasive rehabilitation of a severely worn dentition: A dental technique. J Prosthet Dent. 2021 Aug;126(2):167–72.
55. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 2008 Oct;29(8):482, 484, 486-8 passim.
56. McLaren E. CAD/CAM Dental technology. Compend Contin Educ Dent. 2011 May;32(4):73–6, 78–80, 82.
57. Cicciù M, Fiorillo L, D'Amico C, Gambino D, Amantia EM, Laino L, et al. 3D Digital Impression Systems Compared with Traditional Techniques in Dentistry: A Recent Data Systematic Review. Materials (Basel). 2020 Apr 23;13(8).
58. Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E. Marginal Adaptation of CAD/CAM All-Ceramic Crowns Made by Different Impression Methods: A Literature Review. J Prosthodont. 2019 Feb;28(2):e536–44.
59. Çetindağ Tokgöz M, Ayşef M. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri ve Materyaller. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016;26(3):524–33.
60. Zandparsa R. Digital imaging and fabrication. Dent Clin North Am. 2014 Jan;58(1):135–58.
61. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. Dent Clin North Am. 2019 Apr;63(2):175–97.

62. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006 Sep;137(9):1289–96.
63. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. Int J Dent. 2014;2014:783948.
64. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, et al. Dental 3D-Printing: Transferring Art from the Laboratories to the Clinics. Polymers (Basel). 2021 Jan 4;13(1).
65. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. J Esthet Restor Dent. 2020 Mar;32(2):171–81.
66. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008 May 10;204(9):505–11.
67. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. Clin Oral Investig. 2020 Feb;24(2):701–10.
68. Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. BMC Oral Health. 2017 Sep 19;17(1):124.
69. Park JY, Jeong ID, Lee JJ, Bae SY, Kim JH, Kim WC. In vitro assessment of the marginal and internal fits of interim implant restorations fabricated with different methods. J Prosthet Dent. 2016 Oct;116(4):536–42.
70. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. Clin Oral Investig. 2016 Mar;20(2):291–300.
71. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, Beuer F, Kohal R, Wemken G, et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. Dent Mater. 2021 Mar;37(3):432–42.
72. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. Dent Mater. 2019 Jun;35(6):825–46.

73. Steinmassl PA, Klaunzer F, Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I. Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. Int J Prosthodont. 2017;30(2):116–22.
74. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent. 2002 Jul;88(1):10–5.
75. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;19(1):61–7.
76. Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. J Prosthodont. 2011 Feb;20(2):93–6.
77. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. Oper Dent. 2020;45(1):30–40.
78. Davis BK. The role of technology in facial prosthetics. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg. 2010 Aug;18(4):332–40.
79. van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012 Jan;28(1):3–12.
80. Webb PA. A review of rapid prototyping (RP) techniques in the medical and biomedical sector. J Med Eng Technol. 2000;24(4):149–53.
81. Choi SH, Chan AMM. A virtual prototyping system for rapid product development. Comput Aided Des. 2004;36(5):401–12.
82. Choi SH, Cheung HH. A multi-material virtual prototyping system. Comput Aided Des. 2005;37(1):123–36.
83. Khosravani MR, Reinicke T. On the Use of X-ray Computed Tomography in Assessment of 3D-Printed Components. J Nondestr Eval. 2020 Dec 28;39(4):75.
84. Hull CW. The birth of 3D printing. Research-Technology Management. 2015;58(6):25–30.
85. Available online: https://formlabs.com/blog/resin-3d-printer-comparison-sla-vs-dlp [Internet]. SLA vs. DLP: Guide to Resin 3D Printers.
86. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. J R Soc Interface. 2013 Jul 6;10(84):20130203.
87. Mu Q, Wang L, Dunn CK, Kuang X, Duan F, Zhang Z, et al. Digital light processing 3D printing of conductive complex structures. Addit Manuf. 2017 Dec;18:74–83.

88. Chaudhari PK, Bhatia D, Sharan J. 3D Printing in Oral Health Science. In Cham: Springer International Publishing; 2022.
89. Carneiro OS, Silva A, Gomes R. Fused deposition modeling with polypropylene. In: Materials & Design. 2015. p. 768–76.
90. Rekow D. Digital Dentistry: A Comprehensive Reference and Preview of the Future. In Hırvatistan: Quintessence Publishing; 2018. p. 17–51.
91. Çakmak G, Donmez MB, Cuellar AR, Kahveci Ç, Schimmel M, Yilmaz B. Additive or subtractive manufacturing of crown patterns used for pressing or casting: A trueness analysis. J Dent. 2022 Sep;124:104221.
92. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. Dent Mater J. 2020 Jun 5;39(3):345–54.
93. Anadioti E, Kane B, Zhang Y, Bergler M, Mante F, Blatz MB. Accuracy of Dental and Industrial 3D Printers. J Prosthodont. 2022 Mar;31(S1):30–7.
94. Ackerman S, Aguilera FC, Buie JM, Glickman GN, Umorin M, Wang Q, et al. Accuracy of 3-dimensional-printed Endodontic Surgical Guide: A Human Cadaver Study. J Endod. 2019 May;45(5):615–8.
95. Buda M, Bratos M, Sorensen JA. Accuracy of 3-dimensional computer-aided manufactured single-tooth implant definitive casts. J Prosthet Dent. 2018 Dec;120(6):913–8.
96. Zhang ZC, Li PL, Chu FT, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. J Orofac Orthop. 2019 Jul;80(4):194–204.
97. Yang WF, Choi WS, Leung YY, Curtin JP, Du R, Zhang CY, et al. Three-dimensional printing of patient-specific surgical plates in head and neck reconstruction: A prospective pilot study. Oral Oncol. 2018 Mar;78:31–6.
98. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. 2015 Dec;219(11):521–9.
99. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. J Prosthet Dent. 2020 Oct;124(4):468–75.
100. Attaran M. The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. In: Business Horizon. 5th ed. Elsevier; 2017. p. 677–88.

101. Berman. 3D-printing: the new industrial revolution. In: Business Horizon. 2nd ed. 2012. p. 155–62.
102. Taşın S, Ismatullaev A. Comparative evaluation of the effect of thermocycling on the mechanical properties of conventionally polymerized, CAD-CAM milled, and 3D-printed interim materials. J Prosthet Dent. 2022 Jan;127(1):173.e1-173.e8.
103. Nandy J, Sarangi H, Sahoo S. A review on direct metal laser sintering: Process features and microstructure modeling. In: Lasers in Manufacturing and Materials Processing. 3rd ed. 2019. p. 280–316.
104. Tüylek Z. Biyomedikal Alanında Hızla İlerleyen Üretim Teknolojisi: 3B Yazıcılar . In: A. Ateş, editor. Her Yönüyle Mühendislik ve Mimarlık Araştırmaları . SRA Academic Publishing; 2023. p. 111–44.
105. Son K, Lee JH, Lee KB. Comparison of Intaglio Surface Trueness of Interim Dental Crowns Fabricated with SLA 3D Printing, DLP 3D Printing, and Milling Technologies. Healthcare (Basel). 2021 Aug 3;9(8).
106. Schönhoff LM, Mayinger F, Eichberger M, Reznikova E, Stawarczyk B. 3D printing of dental restorations: Mechanical properties of thermoplastic polymer materials. J Mech Behav Biomed Mater. 2021 Jul;119:104544.
107. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh Yh J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2018 Jul;106(5):2058–64.
108. Rexhepi I, Santilli M, D'Addazio G, Tafuri G, Manciocchi E, Caputi S, et al. Clinical Applications and Mechanical Properties of CAD-CAM Materials in Restorative and Prosthetic Dentistry: A Systematic Review. J Funct Biomater. 2023 Aug 17;14(8).
109. Grzebieluch W, Mikulewicz M, Kaczmarek U. Resin Composite Materials for Chairside CAD/CAM Restorations: A Comparison of Selected Mechanical Properties. J Healthc Eng. 2021;2021:8828954.
110. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. J Dent Res. 2018 Feb;97(2):140–7.
111. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015;28(3):227–35.

112. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. J Adv Prosthodont. 2017 Dec;9(6):486–95.
113. Hinz S, Bensel T, Bömicke W, Henningsen A, Rudolph J, Boeckler AF. Impact of the Veneering Technique and Framework Material on the Failure Loads of All-Ceramic Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Fixed Partial Dentures. Materials (Basel). 2022 Jan 19;15(3).
114. D'Addazio G, Santilli M, Rollo ML, Cardelli P, Rexhepi I, Murmura G, et al. Fracture Resistance of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Crowns Cemented with Conventional or Adhesive Systems: An In Vitro Study. Materials (Basel). 2020 Apr 25;13(9).
115. Avram LT, Galațanu SV, Opriș C, Pop C, Jivănescu A. Effect of Different Etching Times with Hydrofluoric Acid on the Bond Strength of CAD/CAM Ceramic Material. Materials (Basel). 2022 Oct 11;15(20).
116. Veríssimo AH, Moura DMD, Tribst JPM, Araújo AMM de, Leite FPP, Souza RO de AE. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on resin-bond strength to different glass ceramics. Braz Oral Res. 2019;33:e041.
117. Mavriqi L, Valente F, Murmura G, Sinjari B, Macrì M, Trubiani O, et al. Lithium disilicate and zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramics for CAD/CAM dental restorations: biocompatibility, mechanical and microstructural properties after crystallization. J Dent. 2022 Apr;119:104054.
118. Fabian Fonzar R, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. Dent Mater. 2017 Jan;33(1):63–70.
119. Gardell E, Larsson C, von Steyern PV. Translucent Zirconium Dioxide and Lithium Disilicate: A 3-Year Follow-up of a Prospective, Practice-Based Randomized Controlled Trial on Posterior Monolithic Crowns. Int J Prosthodont. 2021;34(2):163–72.
120. Traini T, Gherlone E, Parabita SF, Caputi S, Piattelli A. Fracture toughness and hardness of a Y-TZP dental ceramic after mechanical surface treatments. Clin Oral Investig. 2014 Apr;18(3):707–14.

121. Li J, Hastings GW. Oxide bioceramics: inert ceramic materials in medicine and dentistry. In: Black J, Hastings G, editors. Handbook of Biomaterial Properties. Springer; 1998. p. 340–54.
122. Pihlaja J, Näpänkangas R, Raustia A. Outcome of zirconia partial fixed dental prostheses made by predoctoral dental students: A clinical retrospective study after 3 to 7 years of clinical service. J Prosthet Dent. 2016 Jul;116(1):40–6.
123. Joda T, Gintaute A, Brägger U, Ferrari M, Weber K, Zitzmann NU. Time-efficiency and cost-analysis comparing three digital workflows for treatment with monolithic zirconia implant fixed dental prostheses: A double-blinded RCT. J Dent. 2021 Oct;113:103779.
124. Kawajiri Y, Ikeda H, Nagamatsu Y, Masaki C, Hosokawa R, Shimizu H. PICN Nanocomposite as Dental CAD/CAM Block Comparable to Human Tooth in Terms of Hardness and Flexural Modulus. Materials (Basel). 2021 Mar 3;14(5).
125. Kang L, Zhou Y, Lan J, Yu Y, Cai Q, Yang X. Effect of resin composition on performance of polymer-infiltrated feldspar-network composites for dental restoration. Dent Mater J. 2020 Sep 29;39(5):900–8.
126. Steinbrenner H. Multichromatic and highly translucent hybrid ceramic Vita Enamic. Int J Comput Dent. 2018;21(3):239–50.
127. Demirel A, Bezgin T, Akaltan F, Sarı Ş. Resin Nanoceramic CAD/CAM Restoration of the Primary Molar: 3-Year Follow-Up Study. Case Rep Dent. 2017;2017:3517187.
128. Heck K, Paterno H, Lederer A, Litzenburger F, Hickel R, Kunzelmann KH. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM ceramic and nanoceramic composite occlusal veneers. Dent Mater. 2019 Oct;35(10):1370–7.
129. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, Alamri H, Iskandar M, Platt JA. In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging. J Prosthodont. 2021 Apr;30(4):318–28.
130. Al-Harbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ. Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. J Prosthodont. 2017 Jul;26(5):432–9.
131. Yin R, Kim YK, Jang YS, Lee JJ, Lee MH, Bae TS. Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. Odontology. 2019 Jul;107(3):360–7.

132. Hassan M, Asghar M, Din SU, Zafar MS. Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications. In: Materials for Biomedical Engineering. Elsevier; 2019. p. 273–308.
133. Arslan M, Murat S, Alp G, Zaimoglu A. Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. Int J Comput Dent. 2018;21(1):31–40.
134. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Özcan M. A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). J Prosthodont. 2019 Apr;28(4):452–7.
135. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. BMC Oral Health. 2020 Aug 2;20(1):217.
136. Fonseca ASQS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PPAC, de Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LFJ. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. Dent Mater. 2017 Apr;33(4):394–401.
137. Marchesi G, Camurri Piloni A, Nicolin V, Turco G, Di Lenarda R. Chairside CAD/CAM Materials: Current Trends of Clinical Uses. Biology (Basel). 2021 Nov 12;10(11).
138. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. J Prosthet Dent. 2016 Mar;115(3):321-328.e2.
139. Alharbi N, Alharbi A, Osman R. Stain Susceptibility of 3D-Printed Nanohybrid Composite Restorative Material and the Efficacy of Different Stain Removal Techniques: An In Vitro Study. Materials (Basel). 2021 Sep 27;14(19).
140. Vichi A, Balestra D, Scotti N, Louca C, Paolone G. Translucency of CAD/CAM and 3D Printable Composite Materials for Permanent Dental Restorations. Polymers (Basel). 2023 Mar 15;15(6).
141. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. Dent Mater. 2003 Nov;19(7):575–83.

142. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. J Prosthet Dent. 2016 Feb;115(2):199–202.
143. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. Dent Mater. 2016 Jan;32(1):54–64.
144. Tang JC, Luo JP, Huang YJ, Sun JF, Zhu ZY, Xu JY, et al. Immunological response triggered by metallic 3D printing powders. Addit Manuf. 2020 Oct;35:101392.
145. Rimington RP, Capel AJ, Player DJ, Bibb RJ, Christie SDR, Lewis MP. Feasibility and Biocompatibility of 3D-Printed Photopolymerized and Laser Sintered Polymers for Neuronal, Myogenic, and Hepatic Cell Types. Macromol Biosci. 2018 Jul;18(7):e1800113.
146. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. Compend Contin Educ Dent. 2013 Jan;34(1):42–4, 46.
147. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin North Am. 2007 Jul;51(3):643–58, vi.
148. Yassini E, Mirzaei M, Alimi A, Rahaeifard M. Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. J Mech Behav Biomed Mater. 2016 Aug;61:62–9.
149. Tolidis K, Papadogiannis D, Papadogiannis Y, Gerasimou P. Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. J Mech Behav Biomed Mater. 2012 Feb;6:1–8.
150. Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. Dent Update. 2005 Jun;32(5):251–4, 257–8, 260.
151. Dikicier S. Diş Hekimliğinde Adezyon ve Adeziv Rezin Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016;26(4).
152. Zaimoğlu A. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Dergisi. 2004;231–5.
153. Pereira SG, Fulgêncio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. Dent Mater. 2010 Jul;26(7):710–8.
154. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. J Esthet Restor Dent. 2010 Dec;22(6):412–9.

155. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater J. 2005 Mar;24(1):1–13.
156. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. Dent Mater. 2005 Oct;21(10):895–910.
157. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008 Aug;10(4):251–8.
158. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. Dent Mater. 2004 Feb;20(2):191–7.
159. Gernhardt CR, Bekes K, Schaller HG. Short-term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass ionomer and resin cement: an in vitro study and a case report. Quintessence Int. 2005 Sep;36(8):593–601.
160. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. Compend Contin Educ Dent. 2012 Jan;33(1):28–30, 32, 34–5; quiz 36, 38.
161. Ab-Ghani Z, Jaafar W, Foo SF, Ariffin Z, Mohamad D. Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. J Conserv Dent. 2015;18(5):355–9.
162. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater. 2007 Jan;23(1):71–80.
163. Manso AP, Carvalho RM. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. Dent Clin North Am. 2017 Oct;61(4):821–34.
164. Lee IB, Um CM. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. J Oral Rehabil. 2001 Feb;28(2):186–97.
165. Jacker-Guhr S, Ibarra G, Oppermann LS, Lührs AK, Rahman A, Geurtsen W. Evaluation of microleakage in class V composite restorations using dye penetration and micro-CT. Clin Oral Investig. 2016 Sep;20(7):1709–18.
166. Kidd EA. Microleakage: a review. J Dent. 1976 Sep;4(5):199–206.
167. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. J Dent. 1992 Feb;20(1):3–10.

168. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Oper Dent. 1997;22(4):173–85.
169. Going RE. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. J Am Dent Assoc. 1972 Jun;84(6):1349–57.
170. Erdilek D, Dörter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. Eur J Dent. 2009 Jul;3(3):200–5.
171. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. J Adhes Dent. 2007;9 Suppl 1:77–106.
172. Rengo C, Goracci C, Ametrano G, Chieffi N, Spagnuolo G, Rengo S, et al. Marginal Leakage of Class V Composite Restorations Assessed Using Microcomputed Tomography and Scanning Electron Microscope. Oper Dent. 2015;40(4):440–8.
173. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005 Feb;84(2):118–32.
174. Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RHM. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. Quintessence Int. 2004 Jan;35(1):29–34.
175. Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. Br Dent J. 1982 Sep 21;153(6):223–7.
176. Powis DR, Prosser HJ, Shortall AC, Wilson AD. Long-term monitoring of microleakage of composites. Part I: Radiochemical diffusion technique. J Prosthet Dent. 1988 Sep;60(3):304–7.
177. Lacy AM, Wada C, Du W, Watanabe L. In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. J Prosthet Dent. 1992 Jan;67(1):7–10.
178. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. J Oral Pathol. 1982 Dec;11(6):439–50.
179. Zivković S, Bojović S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2001 Mar;91(3):353–8.
180. PICKARD HM, GAYFORD JJ. LEAKAGE AT THE MARGINS OF AMALGAM RESTORATIONS. Br Dent J. 1965 Jul 20;119:69–77.
181. Taylor MJ, Lynch E. Marginal adaptation. J Dent. 1993 Oct;21(5):265–73.

182. Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. Int Endod J. 1993 Jan;26(1):37–43.
183. Pameijer CH. Replication techniques with new dental impression materials in combination with different negative impression materials. Scan Electron Microsc. 1979;(2):571–4.
184. Erdemir U, Yaman B. Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2011;45(1):25–35.
185. Pioch T, Stotz S, Staehle HJ, Duschner H. Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. Adv Dent Res. 1997 Nov;11(4):453–61.
186. Watson TF. Applications of high-speed confocal imaging techniques in operative dentistry. Scanning. 1994;16(3):168–73.
187. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, García-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. Am J Dent. 2001 Aug;14(4):252–8.
188. Juloski J, KÖken S, Ferrari M. No correlation between two methodological approaches applied to evaluate cervical margin relocation. Dent Mater J. 2020 Aug 2;39(4):624–32.
189. Saboia VPA, Nato F, Mazzoni A, Orsini G, Putignano A, Giannini M, et al. Adhesion of a two-step etch-and-rinse adhesive on collagen-depleted dentin. J Adhes Dent. 2008 Dec;10(6):419–22.
190. Turker I, Kursoglu P. Wear evaluation of CAD-CAM dental ceramic materials by chewing simulation. J Adv Prosthodont. 2021 Oct;13(5):281–91.
191. Vagropoulou GI, Klifopoulou GL, Vlahou SG, Hirayama H, Michalakis K. Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: A systematic review and analysis of studies. J Oral Rehabil. 2018 Nov;45(11):903–20.
192. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent. 2003;28(3):215–35.
193. Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. J Dent. 1996 May;24(3):217–22.
194. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. J Prosthet Dent. 1995 Jan;73(1):49–54.

195. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. J Dent. 2014 May;42(5):575–81.
196. Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel--human vs. bovine primary teeth in vitro. Dent Mater. 2008 Jul;24(7):888–94.
197. Alonso RCB, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L, Consani S, Goes MF de. Effect of resin liners on the microleakage of class V dental composite restorations. J Appl Oral Sci. 2004 Mar;12(1):56–61.
198. Pazinatto FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. Pesqui Odontol Bras. 2003;17(4):337–41.
199. Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2004;21(2):143–51.
200. Schneider H, Fröhlich M, Erler G, Engelke C, Merte K. Interaction patterns between dentin and adhesive on prepared class V cavities in vitro and in vivo. J Biomed Mater Res. 2000;53(1):86–92.
201. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. Dent Mater. 2007 Mar;23(3):288–95.
202. Milleding P. Microleakage of indirect composite inlays. An in vitro comparison with the direct technique. Acta Odontol Scand. 1992 Oct;50(5):295–301.
203. Sheth PJ, Jensen ME, Sheth JJ. Comparative evaluation of three resin inlay techniques: microleakage studies. Quintessence Int. 1989 Nov;20(11):831–6.
204. Peutzfeldt A, Asmussen E. A comparison of accuracy in seating and gap formation for three inlay/onlay techniques. Oper Dent. 1990;15(4):129–35.
205. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. A one-year clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays. Scand J Dent Res. 1994 Jun;102(3):186–92.
206. Hasanreĭsoğlu U, Sönmez H, Uçtaşli S, Wilson HJ. Microleakage of direct and indirect inlay/onlay systems. J Oral Rehabil. 1996 Jan;23(1):66–71.

207. Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann KH, Hickel R. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. J Prosthet Dent. 1999 Oct;82(4):391–7.
208. Lange RT, Pfeiffer P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. Oper Dent. 2009;34(3):263–72.
209. Ozakar-Ilday N, Zorba YO, Yildiz M, Erdem V, Seven N, Demirbuga S. Three-year clinical performance of two indirect composite inlays compared to direct composite restorations. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013 May 1;18(3):e521-8.
210. Weber AR, Yilmaz B, Brägger U, Schimmel M, Abou-Ayash S. Relative amount of tooth structure removal in different partial- and full-crown preparation designs. Int J Prosthodont. 2022;35(5):666–675.
211. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. Eur J Esthet Dent. 2011;6(1):8–19.
212. Caiado ACRL, de Goes MF, de Souza-Filho FJ, Rueggeberg FA. The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension. J Prosthet Dent. 2010 Jun;103(6):352–61.
213. Ferreira MC, Vieira RS. Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: an in vitro study. J Dent. 2008 May;36(5):322–5.
214. Gupta A, Tavane P, Gupta PK, Tejolatha B, Lakhani AA, Tiwari R, et al. Evaluation of Microleakage with Total Etch, Self Etch and Universal Adhesive Systems in Class V Restorations: An In vitro Study. J Clin Diagn Res. 2017 Apr;11(4):ZC53–6.
215. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. Int Dent J. 1998 Feb;48(1):3–16.
216. Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. Int J Esthet Dent. 2017;12(4):482–502.
217. Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. J Adhes Dent. 2018;20(6):495–510.
218. de Andrade GS, Pinto ABA, Tribst JPM, Chun EP, Borges ALS, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G. Does overlay preparation design affect polymerization shrinkage stress distribution? A 3D FEA study. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2021 Jul;24(9):1026–34.

219. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. Quintessence Int. 1996 Feb;27(2):115–21.
220. Ritter A V, Baratieri LN. Ceramic restorations for posterior teeth: guidelines for the clinician. J Esthet Dent. 1999;11(2):72–86.
221. Milleding P, Ortengren U, Karlsson S. Ceramic inlay systems: some clinical aspects. J Oral Rehabil. 1995 Aug;22(8):571–80.
222. Albers HF. Ceramometal bonded inlays and onlays. J Esthet Dent. 2000;12(3):122–30.
223. Schäffer H, Zobler C. Complete restoration with resin-bonded porcelain inlays. Quintessence Int. 1991 Feb;22(2):87–93.
224. Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. J Prosthet Dent. 1990 Jun;63(6):619–26.
225. Özsoy A, Kuşdemir M, Öztürk-Bozkurt F, Toz Akalın T, Özcan M. Clinical performance of indirect composite onlays and overlays: 2-year follow up. J Adhes Sci Technol. 2016 Mar 18;1–11.
226. Athab Hasan S, Mohammed-Hussain Abdul-Ameer Z. Effect of three different preparation designs on the marginal adaptation of indirect overlay restoration fabricated from lithium disilicate ceramic material: An in-vitro comparative study. Saudi Dent J. 2023 May;35(4):372–7.
227. Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. Dent Mater. 2011 Apr;27(4):339–47.
228. Stawarczyk B, Krawczuk A, Ilie N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. Clin Oral Investig. 2015 Mar;19(2):299–308.
229. Patzelt SBM, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. J Am Dent Assoc. 2014 Nov;145(11):1133–40.
230. Fathi HM, Al-Masoody AH, El-Ghezawi N, Johnson A. The Accuracy of Fit of Crowns Made From Wax Patterns Produced Conventionally (Hand Formed) and Via CAD/CAM Technology. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2016 Mar;24(1):10–7.

231. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. Chem Rev. 2017 Aug 9;117(15):10212–90.
232. Mayer J, Stawarczyk B, Vogt K, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture load of resin-based temporary crown and bridge material. Clin Oral Investig. 2021 Oct;25(10):5987–96.
233. Kessler A, Reymus M, Hickel R, Kunzelmann KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. Dent Mater. 2019 Dec;35(12):1805–12.
234. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. J Prosthodont. 2019 Feb;28(2):146–58.
235. Scotti CK, Velo MM de AC, Rizzante FAP, Nascimento TR de L, Mondelli RFL, Bombonatti JFS. Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow. J Prosthet Dent. 2020 Nov;124(5):614.e1-614.e5.
236. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. Dent Mater. 2018 Dec;34(12):e324–33.
237. Revilla-León M, Morillo JA, Att W, Özcan M. Chemical Composition, Knoop Hardness, Surface Roughness, and Adhesion Aspects of Additively Manufactured Dental Interim Materials. J Prosthodont. 2021 Oct;30(8):698–705.
238. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. J Esthet Restor Dent. 2019 Jan;31(1):51–7.
239. Pfeifer CS. Polymer-Based Direct Filling Materials. Dent Clin North Am. 2017 Oct;61(4):733–50.
240. Fronza BM, Ayres A, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Dias C, Giannini M. Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. Oper Dent. 2017;42(4):445–55.
241. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. Dent Mater. 2015 Dec;31(12):1542–51.

242. Albuquerque PPAC, Moreira ADL, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LFJ. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. J Dent. 2013 Aug;41 Suppl 3:e67-72.
243. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. Int J Prosthodont. 1995;8(1):79–86.
244. Mayer J, Reymus M, Wiedenmann F, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Temporary 3D printed fixed dental prosthesis materials: Impact of post printing cleaning methods on degree of conversion as well as surface and mechanical properties. Int J Prosthodont. 2021;34(6):784–795.
245. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. J Mech Behav Biomed Mater. 2021 Mar;115:104254.
246. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. J Prosthet Dent. 2021 May;125(5):817–23.
247. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. J Prosthet Dent. 2016 Jun;115(6):760–7.
248. Shin JW, Kim JE, Choi YJ, Shin SH, Nam NE, Shim JS, et al. Evaluation of the Color Stability of 3D-Printed Crown and Bridge Materials against Various Sources of Discoloration: An In Vitro Study. Materials (Basel). 2020 Nov 26;13(23).
249. Kim JE, Choi WH, Lee D, Shin Y, Park SH, Roh BD, et al. Color and Translucency Stability of Three-Dimensional Printable Dental Materials for Crown and Bridge Restorations. Materials (Basel). 2021 Jan 31;14(3).
250. Almejrad L, Yang CC, Morton D, Lin WS. The Effects of Beverages and Surface Treatments on the Color Stability of 3D-Printed Interim Restorations. J Prosthodont. 2022 Feb;31(2):165–70.
251. Ottoni R, Marocho SMS, Griggs JA, Borba M. CAD/CAM versus 3D-printing/pressed lithium disilicate monolithic crowns: Adaptation and fatigue behavior. J Dent. 2022 Aug;123:104181.

252. Kakinuma H, Izumita K, Yoda N, Egusa H, Sasaki K. Comparison of the accuracy of resin-composite crowns fabricated by three-dimensional printing and milling methods. Dent Mater J. 2022 Nov 30;41(6):808–15.
253. Abualsaud R, Alalawi H. Fit, Precision, and Trueness of 3D-Printed Zirconia Crowns Compared to Milled Counterparts. Dent J (Basel). 2022 Nov 11;10(11).
254. Zhu H, Jiang J, Wang Y, Wang S, He Y, He F. Additive manufacturing of dental ceramics in prosthodontics: The status quo and the future. J Prosthodont Res. 2024 Jul 8;68(3):380–99.
255. Derban P, Negrea R, Rominu M, Marsavina L. Influence of the Printing Angle and Load Direction on Flexure Strength in 3D Printed Materials for Provisional Dental Restorations. Materials (Basel). 2021 Jun 18;14(12).
256. Farag E, Sabet A, Ebeid K, El Sergany O. Build angle effect on 3D-printed dental crowns marginal fit using digital light-processing and stereo-lithography technology: an in vitro study. BMC Oral Health. 2024 Jan 11;24(1):73.
257. Çakmak G, Oosterveen-Rüegsegger AL, Akay C, Schimmel M, Yilmaz B, Donmez MB. Influence of polishing technique and coffee thermal cycling on the surface roughness and color stability of additively and subtractively manufactured resins used for definitive restorations. J Prosthodont. 2024 Jun;33(5):467–74.
258. Bozoğulları HN, Temizci T. Evaluation of the Color Stability, Stainability, and Surface Roughness of Permanent Composite-Based Milled and 3D Printed CAD/CAM Restorative Materials after Thermocycling. Applied Sciences. 2023 Oct 30;13(21):11895.
259. Ezmek B, Aydin N. Do Polishing Methods and Colorant Beverages Affect the Color Stainability of 3D-printed Permanent Restorations? J Adv Oral Res. 2023 Nov 5;14(2):161–8.
260. Phark JH, Duarte S, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. J Prosthet Dent. 2009 Jan;101(1):29–38.
261. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2003 Mar;89(3):268–74.
262. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. Dent Mater. 2004 Jun;20(5):498–508.

263. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. Oper Dent. 2000;25(4):324–30.
264. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999 Feb;81(2):135–41.
265. Ajayakumar LP, Chowdhary N, Reddy VR, Chowdhary R. Use of Restorative Full Crowns Made with Zirconia in Children: A Systematic Review. Int J Clin Pediatr Dent. 2020;13(5):551–8.
266. Waggoner WF. Restoring primary anterior teeth: updated for 2014. Pediatr Dent. 2015;37(2):163–70.
267. Chinadet W, Pengpue P, Chaijareenont P. Investigating the impact of surface treatments on tensile bond strength between pediatric prefabricated zirconia crowns and primary maxillary incisors with various types of luting cement: an in vitro study. Eur Arch Paediatr Dent. 2024 Oct;25(5):677–84.
268. Pengpue P, Sirimaharaj V, Chaijareenont P, Chinadet W. Tensile bond strength between paediatric prefabricated zirconia crowns and primary maxillary incisors when using various types of luting cements: an in vitro study. Eur Arch Paediatr Dent. 2024 Aug;25(4):471–9.
269. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. Dent Mater. 2003 Dec;19(8):725–31.
270. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, Marya A, Avagyan T, Tebyaniyan H, et al. Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. Molecules. 2023 Feb 8;28(4).
271. Heboyan A, Zafar MS, Karobari MI, Tribst JPM. Insights into Polymeric Materials for Prosthodontics and Dental Implantology. Materials (Basel). 2022 Aug 4;15(15).
272. Dietschi D, Magne P, Holz J. An in vitro study of parameters related to marginal and internal seal of bonded restorations. Quintessence Int. 1993 Apr;24(4):281–91.
273. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. Dent Mater. 2013 Feb;29(2):174–80.
274. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent. 2000 Jan;83(1):40–9.

275. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent. 2003 May;89(5):479–88.
276. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO4 all-ceramic crowns after chewing simulation. J Oral Rehabil. 2006 Nov;33(11):827–32.
277. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. J Dent. 2012 Aug;40(8):670–7.
278. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. Int J Prosthodont. 2001;14(6):504–9.
279. Sarı T, Özyesil AG. Microleakage of teeth restored with different adhesive dowel systems: an in vitro study. J Prosthodont. 2014 Jan;23(1):45–9.
280. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. Biomaterials. 2005 Jun;26(18):3981–6.
281. Akın GE, Hergüner-siso Ş, Akın H. Termal Siklus ve Suda Bekletmenin Kendinden Asitli Adezivlerin Dentine Mikrogerilim Bağlanma Dayanımları Üzerine Etkileri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2012;(2):125–31.
282. Gwinnett AJ, Yu S. Effect of long-term water storage on dentin bonding. Am J Dent. 1995 Apr;8(2):109–11.
283. Martín-Ortega N, Sallorenzo A, Casajús J, Cervera A, Revilla-León M, Gómez-Polo M. Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. J Prosthet Dent. 2022 Feb;127(2):267–74.
284. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. Dent Mater. 2005 Nov;21(11):999–1007.
285. Arhun N, Arman A, Cehreli SB, Arikan S, Karabulut E, Gülşahi K. Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. Angle Orthod. 2006 Nov;76(6):1028–34.
286. AlHabdan A. Review of microleakage evaluation tools. Journal of International Oral Health. 2017;9(4):141.

287. Heintze S, Forjanic M, Cavalleri A. Microleakage of Class II restorations with different tracers--comparison with SEM quantitative analysis. J Adhes Dent. 2008 Aug;10(4):259–67.
288. Yollar M, Karaoglanoglu S, Altiparmak ET, Aybala Oktay E, Aydin N, Ersoz B. The effects of dental adhesives total etch; self-etch and selective etch application procedures on microleakage in class II composite restorations. Eur Oral Res. 2023 Sep 6;57(3):151–8.
289. Alvarenga FA de S, Pinelli C, Loffredo L de CM. Reliability of marginal microleakage assessment by visual and digital methods. Eur J Dent. 2015;9(1):1–5.
290. Al-Haj Ali SN, Farah RI. In vitro comparison of microleakge between preformed metal crowns and aesthetic crowns of primary molars using different adhesive luting cements. Eur Arch Paediatr Dent. 2018 Dec;19(6):387–92.
291. Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B. Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. Dent Mater. 2008 Mar;24(3):319–27.
292. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. J Dent. 2001 Feb;29(2):123–30.
293. Rengo C, Spagnuolo G, Ametrano G, Goracci C, Nappo A, Rengo S, et al. Marginal leakage of bulk fill composites in Class II restorations: A microCT and digital microscope analysis. Int J Adhes Adhes. 2015 Jul;60:123–9.
294. Banomyong D, Palamara JEA, Messer HH, Burrow MF. Sealing ability of occlusal resin composite restoration using four restorative procedures. Eur J Oral Sci. 2008 Dec;116(6):571–8.
295. Chen X, Cuijpers V, Fan M, Frencken JE. Marginal leakage of two newer glass-ionomer-based sealant materials assessed using micro-CT. J Dent. 2010 Sep;38(9):731–5.
296. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Déjou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. J Adhes Dent. 2001;3(4):295–308.
297. Cehreli ZC, Gungor HC. Quantitative microleakage evaluation of fissure sealants applied with or without a bonding agent: results after four-year water storage in vitro. J Adhes Dent. 2008 Oct;10(5):379–84.

298. Cehreli SB, Yalcinkaya Z, Guven-Polat G, Cehreli ZC. Effect of ozone pretreatment on the microleakage of pit and fissure sealants. J Clin Pediatr Dent. 2010;35(2):187–90.
299. Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. Eur J Dent. 2013 Jan;7(1):15–21.
300. Cehreli SB, Gungor HC, Karabulut E. Er,Cr:YSGG laser pretreatment of primary teeth for bonded fissure sealant application: a quantitative microleakage study. J Adhes Dent. 2006 Dec;8(6):381–6.
301. Mosharrafian S, Heidari A, Rahbar P. Microleakage of Two Bulk Fill and One Conventional Composite in Class II Restorations of Primary Posterior Teeth. J Dent (Tehran). 2017 May;14(3):123–31.
302. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. Oper Dent. 2002;27(6):628–35.
303. Ozturk AN, Ozturk B, Aykent F. Microleakage of different cementation techniques in Class V ceramic inlays. J Oral Rehabil. 2004 Dec;31(12):1192–6.
304. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. Dent Mater. 2013 Jan;29(1):59–84.
305. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. J Prosthet Dent. 1995 Dec;74(6):575–85.
306. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. Scanning Microsc. 1989 Mar;3(1):147–58; discussion 158-9.
307. Patel S, Saunders WP, Burke FJ. Microleakage of dentin-bonded crowns placed with different luting materials. Am J Dent. 1997 Aug;10(4):179–83.
308. Lokhande NA, Padmai AS, Rathore VPS, Shingane S, Jayashankar DN, Sharma U. Effectiveness of flowable resin composite in reducing microleakage - an in vitro study. J Int Oral Health. 2014 Jun;6(3):111–4.
309. Abdulaali Jlekh Z, M. Abdul-Ameer Z. Evaluation of the Cuspal Deflection of Premolars Restored with Different Types of Bulk Fill Composite Restorations (A comparative in vitro study). Biomedical and Pharmacology Journal. 2018 Jun 28;11(2):751–7.

310. Shetty M, Rajalakshmi S, Krishna Prasad D. Comparison of Marginal Gap and Microleakage in Copy-Milled and Cad-Milled Zirconia Copings Bonded Using Light Cure and Chemical Cure Resin Bonding Systems. J Indian Prosthodont Soc. 2014 Dec;14(Suppl 1):37–45.
311. Yarmohamadi E, Jahromi PR, Akbarzadeh M. Comparison of Cuspal Deflection and Microleakage of Premolar Teeth restored with Three Restorative Materials. J Contemp Dent Pract. 2018 Jun 1;19(6):684–9.
312. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitão J, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. J Am Dent Assoc. 2007 Jun;138(6):775–83.
313. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. J Prosthet Dent. 2011 Feb;105(2):108–14.
314. Alenezi A, Yehya M. Evaluating the Accuracy of Dental Restorations Manufactured by Two CAD/CAM Milling Systems and Their Prototypes Fabricated by 3D Printing Methods: An In Vitro Study. Int J Prosthodont. 2023;36(3):293–300.
315. Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. J Prosthet Dent. 2019 Feb;121(2):285–91.
316. Daher R, Ardu S, di Bella E, Krejci I, Duc O. Efficiency of 3D printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production. J Prosthet Dent. 2024 May;131(5):943–50.
317. Peng CC, Chung KH, Yau HT, Ramos V. Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. J Prosthet Dent. 2020 Mar;123(3):514–22.
318. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. Oper Dent. 2015;40(2):201–10.
319. Özdemir RC, Tulunoğlu Ö, Tulunoğlu İ. Nanokompozit Rezin ve Feldspatik Seramik Direkt ve İndirekt Restorasyonların Mikrosızıntı Özelliklerinin İn Vitro Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2007;15–23.

320. Wang Z, Guo J, Zhao T. Evaluation of the marginal microleakage of endocrown fabricated with three different processing technologies. Journal of Residuals Science & Technology. 2016;13.
321. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Kotiranta U, Lappalainen R. Accuracy of inlay and onlay restorations based on 3D printing or milling technique - a pilot study. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2019 May 30;27(2):56–64.
322. Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. J Prosthet Dent. 2014 Sep;112(3):649–57.
323. Vasiliu RD, Porojan SD, Porojan L. In Vitro Study of Comparative Evaluation of Marginal and Internal Fit between Heat-Pressed and CAD-CAM Monolithic Glass-Ceramic Restorations after Thermal Aging. Materials (Basel). 2020 Sep 23;13(19).
324. Ustun S, Ayaz EA. Effect of different cement systems and aging on the bond strength of chairside CAD-CAM ceramics. J Prosthet Dent. 2021 Feb;125(2):334–9.
325. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. Dent Mater. 2007 Sep;23(9):1079–85.
326. KEßLER A, Hickel R, Ilie N. In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. Dent Mater J. 2021 May 29;40(3):641–9.
327. UĞUR M, kavut idris, Tanrıkut ÖO, Akbal MM. Effect of Thermal Aging on Shear Bond Strength of Self Adhesive Resin Cements to Different CAD/CAM Ceramics. Van Medical Journal. 2020;27(3):281–6.
328. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. Dent Mater. 2006 Feb;22(2):195–200.
329. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. Compend Contin Educ Dent. 2012 Jan;33(1):50, 52–8.
330. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999 Feb;27(2):89–99.
331. Mesquita R V, Geis-Gerstorfer J. Influence of temperature on the visco-elastic properties of direct and indirect dental composite resins. Dent Mater. 2008 May;24(5):623–32.

332. Li Q, Zhan N, Ng T, Swain M V, Wan B, Jian Y, et al. The influence of hygroscopic expansion of resin supporting dies on the fracture resistance of ceramic restorations during thermal cycling. Dent Mater. 2024 Aug;40(8):1231–43.
333. Mustafa R, Alshali RZ, Silikas N. The effect of desiccation on water sorption, solubility and hygroscopic volumetric expansion of dentine replacement materials. Dent Mater. 2018 Aug;34(8):e205–13.
334. Rüttermann S, Dluzhevskaya I, Grosssteinbeck C, Raab WHM, Janda R. Impact of replacing Bis-GMA and TEGDMA by other commercially available monomers on the properties of resin-based composites. Dent Mater. 2010 Apr;26(4):353–9.
335. Santos C, Clarke RL, Braden M, Guitian F, Davy KW. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. Biomaterials. 2002 Apr;23(8):1897–904.
336. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Resin-based composites show similar kinetic profiles for dimensional change and recovery with solvent storage. Dent Mater. 2015 Oct;31(10):e201-17.
337. Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. Acta Odontol Scand. 2011 May;69(3):144–50.
338. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. Quintessence Int. 2009 Mar;40(3):243–50.
339. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. J Dent. 2009 May;37(5):374–82.
340. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. Dent Mater. 2011 Dec;27(12):1273–8.
341. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. Dent Mater. 2005 May;21(5):445–53.
342. Cal E, Celik EU, Turkun M. Microleakage of IPS empress 2 inlay restorations luted with self-adhesive resin cements. Oper Dent. 2012;37(4):417–24.
343. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. J Prosthodont. 2012 Jan;21(1):28–32.

344. Ghazy M, El-Mowafy O, Roperto R. Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self-adhesive or conventional resin cement. J Prosthodont. 2010 Oct;19(7):523–30.
345. Rabah A. Evaluation of micro-leakage of indirect resin composite inlay cemented to dentin with different resin cement strategies. International journal of current medical sciences. 2017;7:236.
346. Gad MM, Alshehri SZ, Alhamid SA, Albarrak A, Khan SQ, Alshahrani FA, et al. Water Sorption, Solubility, and Translucency of 3D-Printed Denture Base Resins. Dent J (Basel). 2022 Mar 9;10(3).
347. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. J Prosthet Dent. 2020 Dec;124(6):780–6.
348. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L V. 3D-Printed vs. Heat-Polymerizing and Autopolymerizing Denture Base Acrylic Resins. Materials (Basel). 2021 Oct 3;14(19).
349. Greil V, Mayinger F, Reymus M, Stawarczyk B. Water sorption, water solubility, degree of conversion, elastic indentation modulus, edge chipping resistance and flexural strength of 3D-printed denture base resins. J Mech Behav Biomed Mater. 2023 Jan;137:105565.
350. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. J Prosthet Dent. 2020 Feb;123(2):349–54.
351. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. J Prosthet Dent. 2003 Feb;89(2):127–34.
352. Khduair H, Alnajjar B. Effect of bonding technique on microleakage around ceramic laminate veneers (In-vitro comparative study). International Journal of Applied Dental Sciences. 2020;7(4):247–53.
353. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. Oper Dent. 2008;33(4):392–9.
354. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. Clin Oral Investig. 2019 Feb;23(2):511–7.