



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI CAD/CAM MATERYALLERİYLE
ÜRETİLEN ONLEY RESTORASYONLARIN
KIRILMA DAYANIMLARININ İN-VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Merve Nur TÖLÜ

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ

TRABZON-2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI CAD/CAM MATERYALLERİYLE
ÜRETİLEN ONLEY RESTORASYONLARIN
KIRILMA DAYANIMLARININ İN-VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Merve Nur TÜLÜ
ORCID: 0009-0007-9060-8712

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ
ORCID: 0000-0002-9577-5700

TRABZON-2024

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Prof. Dr. Sedanur TURGUT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Merve Nur TÜLÜ'nün hazırladığı "Farklı CAD/CAM Materyalleriyle Üretilen Onley Restorasyonların Kırılma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Karşılaştırılması" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 31.10.2024

Danışman Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ :

Jüri Üyesi Prof. Dr. Sedanur TURGUT :

Jüri Üyesi Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ :

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR
Dekan'V.

Ekim – 2024
TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

31.10.2024

Merve Nur TL

İthaf

Uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez dönemim boyunca bilgisini ve desteğini esirgemeyen, mesleki ve akademik tecrübeleri ile yol göstererek her zaman yanımda olan tez danışmanım, kıymetli hocam Sayın Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ’a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, desteklerini hep hissettiğim değerli anabilim dalı hocalarım Sayın Prof. Dr. Sedanur TURGUT, Sayın Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ ve Sayın Doç. Dr. Mehmet UĞUR’a,

Tezimin istatistiksel analizinde bilgisinden faydalandığım değerli hocam Sayın Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER’e,

Tezimin makine bölümü ile ilgili deneylerinin yürütülmesine yardımcı olan ve bilgileriyle katkı sağlayan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Harun YANAR’a,

Tez çalışmama TDH-2023-10939 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine,

Varlıkları ile bana güç veren, ilk günden bu yana en büyük destekçim olan, karşılıksız sevgilerini hep üzerimde hissettiğim canım aileme, bu yolda desteğini her zaman hissettiğim canım arkadaşım Barbaros AKKAYA’ ya, uzmanlık eğitim sürecimi güzelleştiren ve her anımda bana destek olan canım arkadaşlarım Büşra Ekin KESKİN ve Merve YILMAZ GÜNGÖR’e,

Teşekkürlerimi sunarım...

Merve Nur TÜLÜ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
RESİMLER DİZİNİ	xi
ÖZET	xiii
ABSTRACT	xiv
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonlar	3
2.1.1. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Endikasyonları	4
2.1.2. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Kontrendikasyonları	5
2.1.3. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Avantajları	5
2.1.4. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Dezavantajları	6
2.2. Yapım Tekniklerine Göre İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Sınıflandırılması	6
2.2.1. İndirekt Kompozit Rezin Onley Restorasyonlar	6
2.2.2. Seramik Onley Restorasyonlar	7
2.3 Seramik Onley Restorasyonların Üretim Yöntemleri	9
2.3.1. Seramik Restorasyonların Geleneksel Yöntem ile Üretimi	9
2.3.2. Seramik Restorasyonların Dijital Yöntem ile Üretimi	9
2.3.2.1. CEREC (CEramic REConstruction, SIRONA)	10
2.3.2.2. Cerec inLab	10
2.4. CAD/CAM Sistemleri	11
2.4.1. Bilgisayar Destekli Ölçü (Computer-Aided Impression)	11
2.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer-Aided Design)	11

2.4.3. Bilgisayar Destekli Üretim (Computer-Aided Manufacturing)	12
2.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları	12
2.4.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	12
2.4.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	13
2.5. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Üretim Yöntemleri	13
2.5.1. Eksiltmeli Üretim	14
2.5.2. Eklemeli Üretim	15
2.5.2.1. Eklemeli Üretim Teknolojileri	15
2.5.2.2. Eklemeli Üretim Yöntemlerinde Üretim Süreci	16
2.5.2.3. VarseoSmile Crown Plus Sistemi	18
2.6. Onley Restorasyon Üretiminde Kullanılan Seramik Materyaller	19
2.6.1. Seramik İçerikli Restoratif Materyallerin Sınıflandırılması	20
2.6.1.1. Cam Matriks Seramikler	22
2.6.1.2. Polikristalin Seramikler	27
2.6.1.3. Rezin Matriks Seramikler (Hibrit Seramikler)	30
2.7. Onley Seramik Restorasyonların Simantasyonu	33
2.7.1. Rezin Simanların Sınıflaması	34
2.7.1.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar	34
2.7.1.2. Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar	34
2.7.1.3. Hem Işık Hem Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar	35
2.8. Protetik Materyallerin Mekanik Özelliklerini İnceleme Yöntemleri	35
2.8.1. Kırılma Dayanıklılığı	36
2.8.2. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	37
2.8.3. Kırık Yüzeylerin İncelenme Yöntemleri	37
2.8.3.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Örneklerin Hazırlanması	40
3.2. Diş Preparasyonlarının Yapılması	41
3.3. Dijital Ölçü İşlemi, Restorasyonların Dizaynı Ve Üretimi	44
3.4. Simantasyon Öncesi Restorasyonların Simante Edilmesi	56
3.5. Termal Yaşlandırma İşlemi	58
3.6. Kırılma Dayanımı Testi	59
3.7. Kırılan Restorasyon Yüzeylerinin Stereomikroskop ile İncelenmesi	61

3.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	62
3.9. İstatistiksel Analiz	63
4. BULGULAR	64
4.1. Kırılma Dayanımı Testine Ait Bulgular	64
4.2. Kırık Tipi Analizi Bulguları	67
4.3. SEM Analizi Bulguları	69
5. TARTIŞMA	73
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	89
7. KAYNAKLAR	91
8. EKLER	114
Ek 1: Etik Kurul Raporu	114
ÖZGEÇMİŞ	117

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri	39
Tablo 2.	Çalışmada kullanılan diğer materyaller	40
Tablo 3.	Onley ve overlay restorasyonların kırılma dayanımı değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri (N)	64
Tablo 4.	Farklı materyal türleri ve preparasyon tiplerinin kırılma dayanımı değerleri üzerindeki etkisinin iki yönlü ANOVA testi bulguları	65
Tablo 5.	Onley ve overlay restorasyon gruplarının ikili karşılaştırmaları	66
Tablo 6.	Materyallerin preparasyon tiplerine göre gruplar arası ikili karşılaştırmaları	67

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	İnley ve onley restorasyonlar. (a) İnley. (b) Onley.	3
Şekil 2.	İntrakoronal restorasyonlar. (a) İnley. (b) Onley. (c) Overlay.	4
Şekil 3.	Onley ve inley preparasyonu hazırlıkları	7
Şekil 4.	Maksiller MOD onley preparasyonunun özellikleri ve işlevleri	8
Şekil 5.	Mandibular molar dişte MOD onley preparasyonu örneği	9
Şekil 6.	Eklemeli Üretim Teknolojileri	15
Şekil 7.	VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Almanya)	18
Şekil 8.	Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin sınıflandırılması	21
Şekil 9.	Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	23
Şekil 10.	Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	33
Şekil 11.	Panavia V5 (Kuraray Noritake)	35
Şekil 12.	Protetik materyallerin mekanik özelliklerini incelemeye uygulanan testler	36
Şekil 13.	Çalışma grupları şeması	45
Şekil 14.	Gruplar arasında kırılma dayanımlarının ortalama değerlerinin karşılaştırıldığı sütun grafiği	65
Şekil 15.	Onley ve overlay restorasyon gruplarında meydana gelen kırık tiplerinin grafiksel gösterimi	68
Şekil 16.	Restorasyon gruplarında görülen kırıkların tamir edilebilirlik oranlarının yüzdesel gösterimi	69

RESİMLER DİZİNİ

Resim No	Sayfa
Resim 1. Inley, onley ve overlay restorasyonlar için preparasyon dizaynı örneği	8
Resim 2. Çeşitli overlay preparasyonu örnekleri.	9
Resim 3. Örneklerin hazırlanması için silindir şeklinde üretilen paslanmaz çelik boru	41
Resim 4. Dişlerin akrilik rezin içine gömülmesi	41
Resim 5. Onley restorasyonlar için hazırlanan kavite preparasyonu okluzal görünüm	42
Resim 6. Onley preparasyonu..	43
Resim 7. Overlay restorasyonlar için hazırlanan kavite preparasyonu.	44
Resim 8. Restore edilecek olan örnek dişin yüzeylerinin pudralandıktan sonra taranması	46
Resim 9. Dijital görüntünün elde edilmesi	46
Resim 10. ExoCAD (Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany) yazılımı kullanımı.	47
Resim 11. ExoCAD programı kullanılarak yapılan overlay restorasyon tasarım örneği.	48
Resim 12. ExoCAD programı kullanılarak yapılan onley restorasyon tasarım örneği	49
Resim 13. Bego Cam Creator (BEGO, Almanya) programı kullanımı.	50
Resim 14. Üretimde kullanılan 3B yazıcı (Varseo XS, BEGO, Almanya)	51
Resim 15. VarseoSmile Crown reçinesinden restorasyon üretimi.	51
Resim 16. Kullanılan glaze seti ve polimerizasyon ünitesi	52
Resim 17. Vita Enamic ve VitaBlocs Mark II blok örnekleri	53
Resim 18. inLab CAM (Sirona, Bensheim, Almanya) yazılımının kullanılması ve restorasyon üretimine hazır hale getirilmesi	53
Resim 19. Restorasyonların üretiminde kullanılan CEREC inLab MC XL cihazı (Sirona, Bensheim, Almanya)	54
Resim 20. Vita Enamic ve VitaBlocs Mark II blokların frezelenmesi işlemi	54
Resim 21. Üretimi tamamlanan Vita Enamic ve VitaBlocs Mark II restorasyon örnekleri.	55
Resim 22. Simantasyon için kullanılan adeziv rezin siman seti	56

Resim 23. Simantasyon prosedürü.	57
Resim 24. Simantasyon prosedürü tamamlanan restorasyon örnekleri	58
Resim 25. Örneklere termal siklus uygulanması	59
Resim 26. Kullanılan universal test cihazı	60
Resim 27. Okluzal yükleme işlemi..	61
Resim 28. Kullanılan stereomikroskop	62
Resim 29. SEM analizi.	63
Resim 30. Kırık restorasyon ve diş yüzeylerinin stereomikroskop ile 0,8x büyütmede incelenmesi.	68
Resim 31. VEN onley örneği.	70
Resim 32. VEN overlay örneği.	70
Resim 33. VSC onley örneği.	71
Resim 34. VSC overlay örneği.	71
Resim 35. VBM onley örneği.	72
Resim 36. VBM overlay örneği.	72

ÖZET

Farklı CAD/CAM Materyalleriyle Üretilen Onley Restorasyonların Kırılma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak Karşılaştırılması

İndirekt estetik posterior restorasyonlar, diş dokusunun büyük oranda kaybedildiği posterior diş gruplarında tam kronlara iyi bir alternatif olan tedavi seçeneklerindendir. İnley, onley ve overlay gibi restorasyonlar, estetik beklentileri de büyük oranda karşıladığından posterior dişlerin restore edilmesinde sıklıkla tercih edilen tedavi seçenekleri arasında yer almaktadırlar.

Çalışmamızın amacı, farklı CAD/CAM materyalleri kullanılarak farklı preparasyonlar ile üretilen onley ve overlay restorasyonların termal yaşlandırma sonrası kırılma dayanımlarını incelemektir. Kırılma dayanımı testi sonrası kırık tipleri sınıflandırıldı ve kırık yüzeylerden elektron mikroskobu altında elde edilen görüntüler değerlendirildi.

Çalışmamızda; VarseoSmile Crown Plus, Vita Enamic ve VitaBlocs Mark II materyalleri kullanılarak onley ve overlay restorasyonlar üretildi. Ekllemeli ve eksiltmeli üretim yöntemleriyle elde edilen onley ve overlay restorasyonlara termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra restorasyonların kırılma dayanımları değerlendirildi. Kırık yüzeyleri stereomikroskop kullanılarak analiz edildi ve dört tip kırık şeklinde sınıflandırıldı. Tip I yalnızca restorasyon kırığı, Tip II restorasyon ve mine kırığı, Tip III restorasyon, mine ve dentin kırığı, Tip IV kron kök kırığı olarak belirtildi. Kırık yüzeylerinin SEM ile detaylı analizi gerçekleştirildi. İstatistiksel analizlerde IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25.0 (Armonk, NY: IBM Corp.) programı kullanıldı. Tanımlayıcı veriler ortalama ve standart sapma değerleri olarak verildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Veriler normal dağılıma uygun olduğu için gruplar arasındaki karşılaştırmalarda iki yönlü ANOVA testi ve Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. $p<0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Tüm gruplar arasında en yüksek kırılma dayanımı ortalama değerleri VSC Overlay grubunda görülürken, en düşük kırılma dayanımı ortalama değerleri VBM Onley grubunda görüldü. Onley ve overlay restorasyon grupları arasında en yüksek kırılma dayanımı ortalama değerlerinin VSC gruplarında olduğu görüldü. Kullanılan farklı materyallerin kırılma dayanımı değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). Farklı preparasyon tiplerinin kırılma dayanımı değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Anahtar Sözcükler: Kırılma dayanımı, Onley, Overlay, Preparasyon tasarımı

ABSTRACT

In-vitro Comparison of the Fracture Strength of Onlay Restorations Produced with Different CAD/CAM Materials

Indirect aesthetic posterior restorations are treatment options that serve as a good alternative to full crowns in posterior tooth groups where a significant amount of dental tissue has been lost. Restorations such as inlays, onlays and overlays are frequently preferred within the treatment options for restoring posterior teeth, also meeting aesthetic expectations to a large extent.

The aim of our study is to investigate the fracture resistances of onlay and overlay restorations produced using different CAD/CAM materials and different preparations after thermal aging. Following the fracture resistance test, fracture types were classified, and the images obtained from the fracture surfaces under electron microscopy were evaluated.

In our study, onlay and overlay restorations were produced using VarseoSmile Crown Plus, Vita Enamic, and VitaBlocs Mark II materials. After applying thermal aging processes to the onlay and overlay restorations obtained through additive and subtractive manufacturing methods, the fracture resistances of the restorations were evaluated. The fracture surfaces were analyzed using a stereomicroscope and classified into four types. Type I indicated restoration fracture only, Type II indicated restoration and enamel fracture, Type III indicated restoration, enamel, and dentin fracture, and Type IV indicated crown-root fracture. A detailed analysis of the fracture surfaces was performed using SEM. Statistical analyses were conducted using IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25.0 (Armonk, NY: IBM Corp.). Descriptive data were presented as mean and standard deviation values. The normality of data distribution was assessed using the Shapiro-Wilk test. Since data followed a normal distribution, two-way ANOVA and Bonferroni correction were used for comparisons between groups. A p-value of <0.05 was considered statistically significant. The highest average fracture resistance was observed in the VSC Overlay group, while the lowest fracture resistance values were found in the VBM Onlay group. The highest average fracture resistance values for onlay and overlay restoration groups were seen in the VSC groups. The effect of different materials on fracture resistance values was found to be statistically significant ($p<0.05$). The effects of different preparation types on fracture resistance values were also statistically significant ($p<0.05$).

Keywords: Fracture Resistance, Onlay, Overlay, Preparation Design

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

3D	3 Dimension- Üç Boyutlu
Ark.	Arkadaşları
Bis-EMA	Etoksile Bisfenol A Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol-A- Glisidil Metakrilat
C	Kübik
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
DED	Direkt Energy Deposition (Direkt Enerji Depolama)
df	Degree of Freedom (Serbestlik derecesi)
DLP	Digital Light Processing (Dijital Işık İşleme)
FDM	Fused Deposition Modelling (Eriyik Yığma Modelleme)
FSZ	Tam Stabil Zirkonya
Gpa	Gigapaskal
HF	Hidroflorik Asit Jel
HT	Yüksek Transluseri
LCD	Liquid Crystal Display (Likit Kristal Ekran)
LDS	Lityum disilikat seramik
LED	Light Emitting Diode
LOM	Laminate Object Manufacturing (Lamine Nesne Üretimi)
LT	Düşük Transluseri
M	Monoklinik
MPa	Megapaskal
N	Newton
PC	Polikromatik
PICN	Polimer ile infiltre edilmiş seramik ağlar
PSZ	Kısmi Stabil Zirkonya
RP	Rapid Prototyping (Hızlı Prototipleme)
Sd	Serbestlik derecesi
SEM	Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SLA	Stereolitografi

SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
STL	Standard Tessellation Language (Standart Mozaikleme Dili)
T	Tetragonal
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TZP	Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
UDMA	Üretan Dimetakrilat
F	Varyans analizi test istatistiği değeri
kg	Kilogram
sn	Saniye
dk	Dakika
mm/dk	Milimetre/dakika
mm²	Milimetre kare
mm³	Milimetre küp
cm³	Santimetre küp
Simgeler	
°	Derece
%	Yüzde
°C	Santigrad Derece
<	Küçüktür
>	Büyüktür
≥	Büyük eşit
=	Eşit
≤	Küçük eşit
±	Eksiği veya fazlası
+	Artı
/	Bölü
μ	Mikro
μm	Mikrometre
mm	Milimetre
nm	Nanometre
p	Anlamlılık
m ²	Metrekare

Formüller

Al	Alüminyum
Al₂O₃	Alüminyum Oksit
Au	Altın
C	Karbon
Ca	Kalsiyum
CaO	Kalsiyum Oksit
Ce	Seryum
CeO₂	Seryum oksit
IPS₂	Lityum Disilikat
K	Potasyum
K₂O	Potasyum Oksit
La₂O₃	Lantan Oksit
Li₂SiO₃	Lityum Metasilikat
MgO	Magnezyum Oksit
MgAl₂O₄	Magnezyum Aluminat
Na	Sodyum
Na₂O	Sodyum oksit
O	Oksijen
P	Fosfor
Si	Silisyum
SiO₂	Silisyum dioksit
Y₂O₃	Yitriyum oksit
Zr	Zirkonyum
ZrO₂	Zirkonyum dioksit

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Çürük veya benzeri nedenlerle diş dokusunun kaybedildiği posterior dişlerin restorasyonu için geçmişten günümüze kadar birçok tedavi prosedürü uygulanmış ve beraberinde geliştirilen materyaller kullanıma sunulmuştur. Zaman içerisinde estetik beklentilerin artmasıyla amalgam yerine diş renginde kompozit ve seramik restorasyonlar tercih edilmeye başlanmıştır. Seramik materyalleri, estetik ve klinik uzun ömre sahip indirekt posterior restorasyonların üretilmesinde sıkça kullanılırlar. Aynı zamanda indirekt estetik posterior restorasyonlar, çürük veya benzeri nedenlerle zayıflamış diş dokusunu restore etmek için tercih edilen konservatif tedavi seçenekleridir (1).

Yirminci yüzyılın ortalarında minede asitlemenin, 1970'lerde dentine adezyonun ve dental porselenlerin hidroflorik asit ile asitleme tekniklerinin geliştirilmesi, indirekt adeziv parsiyel restorasyonların uygulanabilirliğini mümkün kılmıştır (2).

İndirekt adeziv parsiyel restorasyonlar, diş dokusunun büyük oranda kaybedildiği posterior diş gruplarında tam kronlara iyi bir alternatif olan tedavi seçeneklerindendir. İnley, onley ve overlay gibi restorasyonlar, estetik beklentileri de büyük oranda karşıladığından posterior dişlerin restore edilmesinde de sıklıkla tercih edilen tedavi seçenekleri arasında yer almaktadırlar. Bu restorasyonlara yönelik oluşturulan preparasyon sınırları kaviteye bağlı olduğundan, yapılan preparasyon daha konservatiftir ve tam kron preparasyonuna göre daha az sağlam diş yapısını kaldırmayı gerektirir (3).

Seramik inley, onley ve overlay restorasyonların kırılma direnci; kavite geometrisi ve preparasyon tasarımı, kullanılan restoratif materyalin mekanik özellikleri, restorasyon kalınlığı, kullanılan simantasyon ürünleri ve simantasyon prosedürleri, restorasyon üzerine gelen okluzal kuvvetin miktarı ve yönü gibi birçok faktörden etkilenir (4).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemleri indirekt estetik posterior restorasyonların üretilmesinde geleneksel ölçü alma ve döküm yöntemlerine alternatif olarak sunulur (5). Üretimi yapılan bu restorasyonlar, yalnızca hastanın estetik talebini karşılamakla kalmaz, aynı zamanda materyal dayanıklılığının ve mekanik özelliklerinin iyi olması, kenar uyumu ve anatomik kontürlerin iyi sağlanabilmesi, mikrosızıntının minimum düzeyde izlenmesi, aşınmaya dirençli olmaları gibi avantajlarıyla hekimin beklentilerini de büyük oranda karşıladıklarından klinik kullanımda sıkça tercih edilirler.

Eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemlerinden oluşan CAD/CAM sistemlerindeki güncel gelişmeler, tam seramik restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Dijital yöntemlerin kullanımı ile iş akışı basamakları sadeleştirilmiş, ölçü alma gibi aşamalardaki hata oranı ve kontaminasyon riski büyük oranda azaltılmıştır (6).

Bu tez çalışmasının amacı, farklı CAD/CAM materyalleri kullanılarak farklı preparasyonlar ile üretilen onley ve overlay restorasyonların termal yaşlandırma sonrası kırılma dayanımlarını incelemektir. Kırılma dayanımı testi sonrası kırık tipleri sınıflandırılacak ve kırık yüzeylerden elektron mikroskobu altında elde edilen görüntüler değerlendirilecektir.

Çalışmanın birinci sıfır hipotezi, farklı CAD/CAM materyalleriyle üretilen restorasyonların kırılma dayanımları arasında fark yoktur.

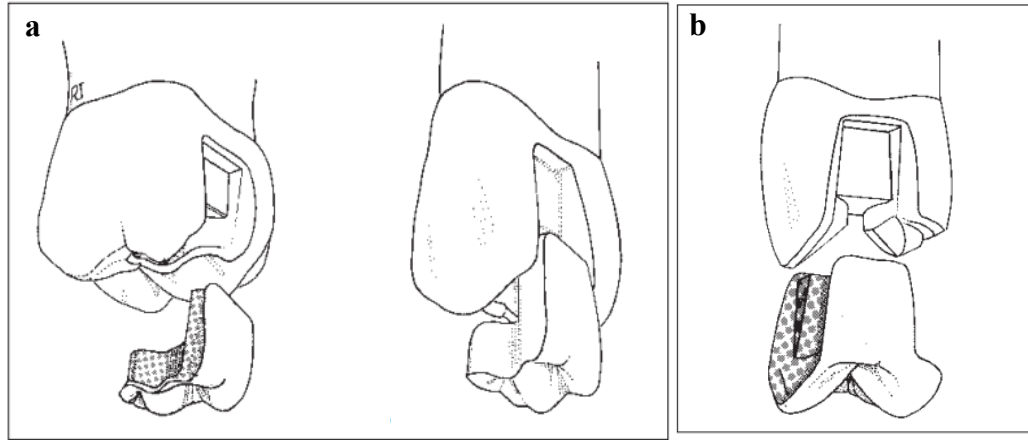
Çalışmanın ikinci sıfır hipotezi, preparasyon tasarımının restorasyonların kırılma dayanımlarına etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonlar

Posterior dişler, stomatognatik sistem içerisinde çiğneme yüklerinin yoğun olduğu bölgede bulunmaları sebebiyle kuvvetli mekanik streslere maruz kalırlar. Bu nedenle yapılacak olan posterior restorasyonların dayanıklılığının sağlanması kritik önem taşımaktadır.

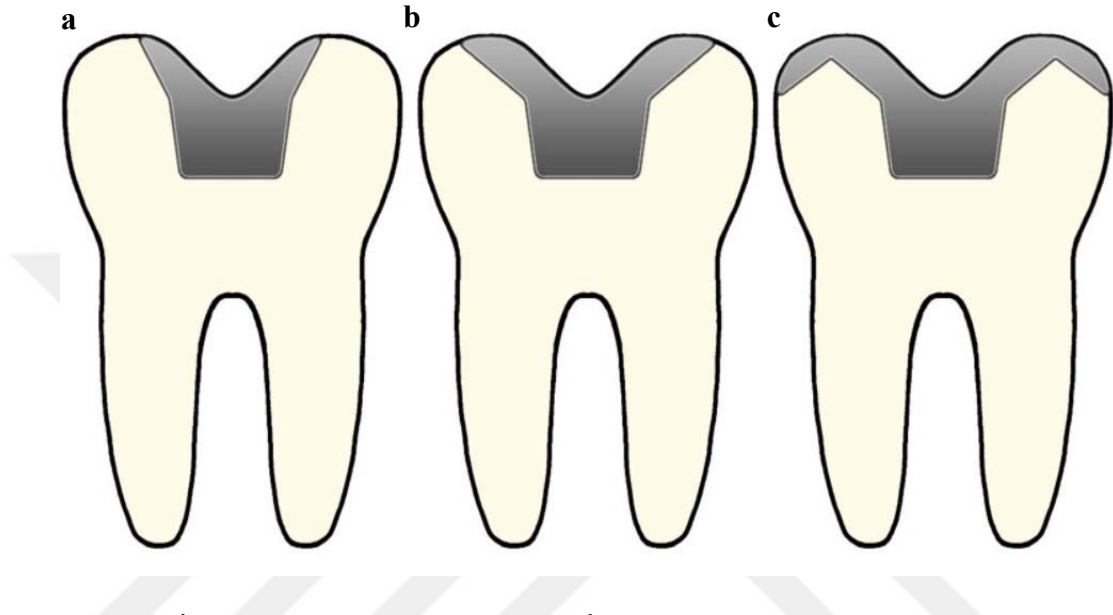
Kaybedilen diş sert dokularının restore edilmesi, fonksiyon ve estetiğin yeniden kazanılması protetik diş hekimliğinin ele aldığı temel konulardan birisidir. Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla konservatif prensipler doğrultusunda kalan diş dokusunu koruyarak minimal preparasyon ile kavite hazırlığının yapıldığı inley/onley/overlay restorasyonları tercih edilmektedir. Bu restorasyonlar, materyal ve diş dokusu arasındaki kenar uyumunu oldukça iyi sağlayan ve estetik beklentileri kabul edilebilir düzeyde karşılayan güncel protetik tedavi seçenekleri arasında yerlerini almaktadırlar (7).



Şekil 1. İnley ve onley restorasyonlar. **(a)** İnley. **(b)** Onley. (8)

Kavite preparasyon şekillerine göre sınıflandırılan inley, onley veya overlay restorasyonlar; intrakoronal (kron içi) restorasyonlar olarak adlandırılmaktadır. Bu tip restorasyonlar, tam kron restorasyonuna göre, destek dişin koronal dokusunun daha fazla korunmasını sağlar. Preparasyon, hiçbir tüberkülü içine almadığında inley; en az bir adet tüberkülü dahil ettiğinde onley olarak isimlendirilir. Kavite genişliğinin bukkal ve lingual tüberkül tepeleri arasındaki mesafenin yarısından fazlası olduğu durumlarda veya zayıf bir tüberkülün mevcut olduğu durumlarda onley restorasyonun tercih edilmesi önerilmiştir (9).

Onley restorasyonlarda dişe gelen kuvvetler, inley restorasyonlara göre dişte daha az stres oluşturur (10). Overlay restorasyonlar ise bütün çiğneme yüzeyini tüberkülleriyle beraber içine alan restorasyonlardır. Klinik kronun, bukkal ve lingual kısımlarında supragingival, zorunlu durumlarda subgingival bölgeye kadar restorasyon materyali ile örtüldüğü restorasyon tipleridir (11).



Şekil 2. İntrakoronal restorasyonlar. (a) İnley. (b) Onley. (c) Overlay. (12)

2.1.1. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Endikasyonları

-Çürük veya diğer sebeplerle madde kaybına uğramış veya yenilenmesi gereken restorasyonları bulunan Sınıf I ve II kavitelelerin restorasyonlarında,

-Pulpa canlılığının korunması için gerekli olan minimal invaziv restorasyonlarda,

-Okluzal düzlemde yeniden düzenleme gerektiren olgularda,

-Kavite genişliğinin, tüberkül tepeleri arası mesafenin yarısı veya daha fazlası olduğu MOD preparasyonlu dişlerde,

-Metal alerjisi olan hastalarda,

-Tüberküllerin restorasyona dahil edilmesinin gerektiği ideal kontak, kontur ve okluzyonun oluşturulması hedeflenen restorasyonlarda,

-Okluzal ve sentrik ilişkilerin normal ve sağlıklı olduğu, parafonksiyonel alışkanları bulunmayan hastalarda,

-Posterior dişlerde estetik beklentisi yüksek olan hastalarda, indirekt estetik posterior restorasyonlar endikedir (10, 13–16).

2.1.2. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Kontrendikasyonları

-Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanları ve temporomandibuler eklem rahatsızlıkları olan hastalarda,

-Restorasyon için yeterli diş dokusunun bulunmadığı madde kaybının aşırı düzeyde olduğu vakalarda,

-Çürük insidansının yüksek olduğu bireylerde,

-İzolasyonun sağlanamayıp doğru ölçü ve simantasyon aşamalarının gerçekleştirilemeyeceği hasta gruplarında,

-Ağız hijyeninin kötü olduğu hastalarda, indirekt estetik posterior restorasyon uygulanması kontrendikedir (14, 15).

2.1.3. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Avantajları

-Hastaların estetik beklentileri, doğal dişin optik özelliklerine benzer materyal kullanılarak üretilen restorasyonlar ile karşılanmış olur. Renk stabiliteleri optimal düzeydedir.

-Nihai restorasyonun proksimal konturları ve okluzal temasları daha iyi şekillendirilmiş olur.

-Direkt teknik ile uygulanan kompozit restorasyonlarda görülen polimerizasyon büzülmesinin olumsuz etkileri elimine edilir.

-Kalan diş dokusu korunarak hazırlanan kavite dizaynı sayesinde, dişin ve restorasyonun aşınma ve kırılma direnci artar.

-Amalgam ve kompozit restorasyon yüzeyleri ile karşılaştırıldığında, seramik restorasyonlarda daha az plak birikimi olduğu gözlemlenmiştir.

-Diş ve destek dokularına karşı zararlı olmayan biyouyumlu materyaller kullanılır.

-Adeziv sistemler kullanılarak simante edildiklerinde mükemmel bir kenar uyumu elde edilir ve mikrosızıntı riski minimuma indirilmiş olur.

-Aşınmaya karşı dirençli olan boyutsal olarak stabil restorasyonlardır (10, 17, 18).

2.1.4. İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Dezavantajları

- Direkt posterior restorasyonlara kıyasla tedavi maliyeti daha fazladır.
- Belirli bir kalınlıkta üretilmeleri gerekir.
- Tedavinin tamamlanması, hasta başı üretim sistemleri ile çalışılmadığı takdirde ölçü ve laboratuvar aşamaları da bulunduğu birinden fazla seans gerektirir.
- Geçici restorasyon yapımı gerektirir.
- Seramik inley/onley/overlay restorasyonlarda erken veya geç dönem kırılmalar meydana gelebilir.
- Adeziv simantasyon prosedürleri teknik hassasiyet ve doğru izolasyon gerektirdiği için zaman alıcıdır.
- Seramik restorasyonlar karşıt dişte aşınmaya neden olabilir (14, 19, 20).

2.2. Yapım Tekniklerine Göre İndirekt Estetik Posterior Restorasyonların Sınıflandırılması

Konvansiyonel veya dijital ölçü tekniği ile preparasyonu tamamlanan diştten ölçü alınır. Sonrasında analog veya dijital model elde edilir. Metal, kompozit veya seramik ve seramik benzeri materyaller kullanılarak model üzerinde geleneksel veya dijital yöntemler ile onley restorasyon üretimi yapılır. İndirekt yolla üretilen onleyler, üretildikleri materyale göre 3 gruba ayrılır:

- Döküm metal onleyler,
- Kompozit rezin onleyler,
- Seramik onleyler (21)

2.2.1. İndirekt Kompozit Rezin Onley Restorasyonlar

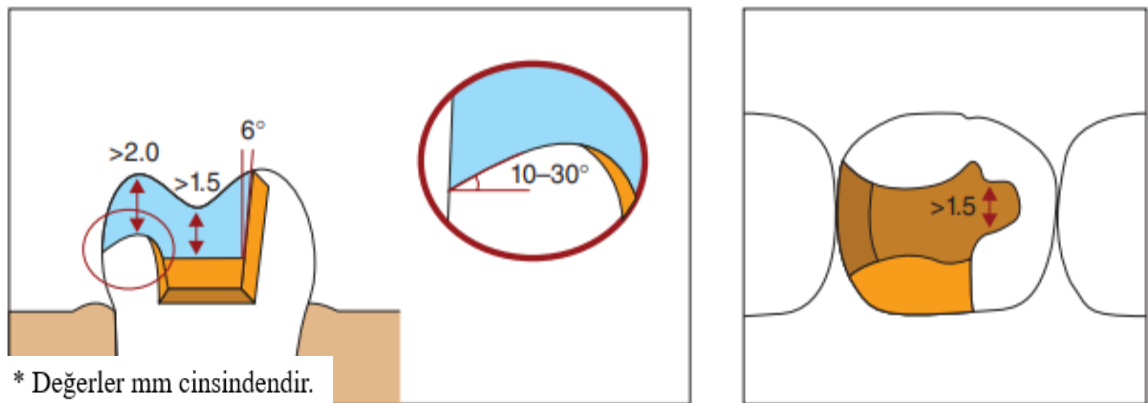
Direkt kompozit rezin kullanılarak yapılan onleylerde polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı sekonder çürük, hassasiyet gibi sorunların ortaya çıktığı görülmüştür. İndirekt yöntemle üretime başlanarak bu sorunların önüne geçebilmek amaçlanmıştır. Yüksek marjinal uyum, estetik olarak kabul edilebilir olması, döküm altın veya seramik onleylere kıyasla daha ucuz olması, karşıt dişleri aşındırmaması gibi avantajlara sahiptir. Dezavantajları arasında laboratuvar aşamalarının yüksek hassasiyet gerektirmesi, direkt kompozit rezin uygulamasına göre daha pahalı ve zaman alıcı olması bulunur (22, 23).

2.2.2. Seramik Onley Restorasyonlar

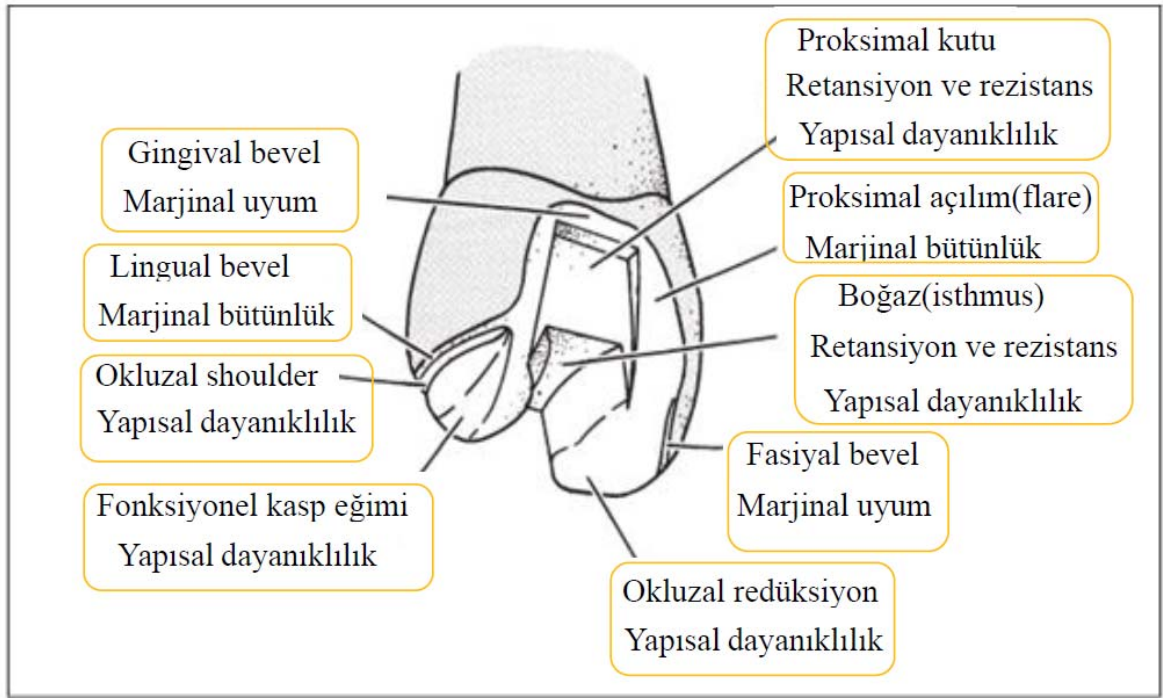
Seramik onley restorasyonlarda genel olarak, çürüğü ya da eski restorasyonu kapsayacak şekilde yapılan preparasyonun ana prensibi sağlam diş dokusunu maksimum seviyede korumaktır yani preparasyon dizaynı mümkün olduğu kadar konservatif olmalıdır. Restorasyonun ve diş yapısının dayanıklılığı ile kalan diş dokusu miktarı arasında direkt bağlantı vardır. Kalan diş dokusu azaldıkça yapısal dayanıklılık azalır (22–24).

Preparasyon aşağıdaki özellikleri içermelidir:

- Okluzal istmus genişliği 1.5 mm'den fazla olacak şekilde redüksiyon
- Yeterli seramik materyal kalınlığına izin vermek için oklüzoservikal olarak 2-3 mm kavite derinliği
- Kavite duvarlarında 10-12° yaklaşım açısı
- Kavite duvarlarının okluzal sınırlarında butt-joint bitim
- Santral fossada ve fonksiyonel olmayan tüberküllerde en az 1.5 mm, fonksiyonel tüberküllerde 2 mm seramik kalınlığı elde edilecek miktarda okluzal preparasyon
- Pasif oturmaya izin veren tasarım ve pürüzsüz preparasyon yüzeyleri (25)
- Seramik içinde stres birikmesini önlemek için yuvarlatılmış iç kenar ve köşe açılarına sahip olmalıdır (8, 25, 26).



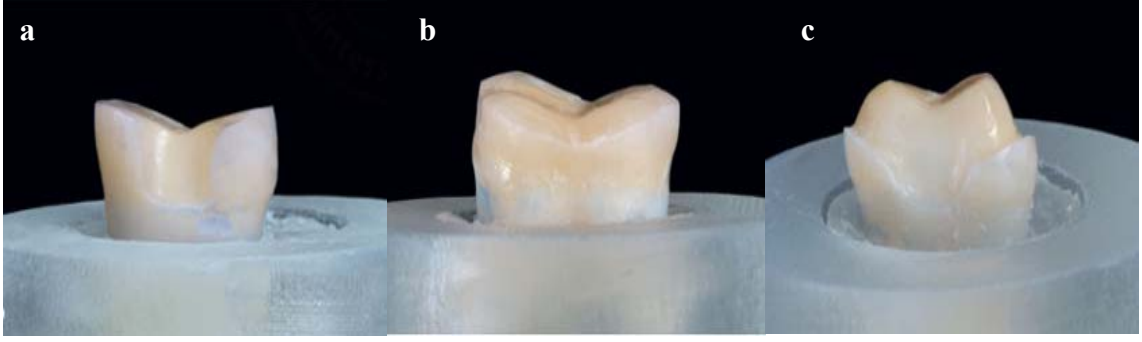
Şekil 3. Onley ve inley preparasyonu hazırlıkları (25)



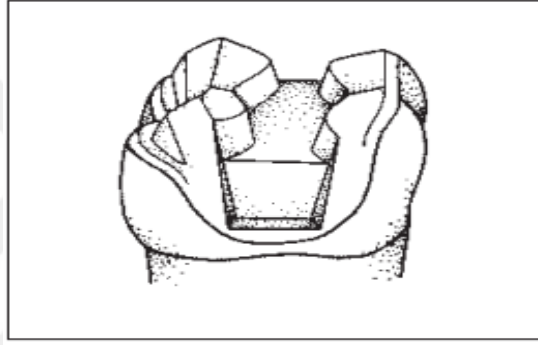
Şekil 4. Maksiller MOD onley preparasyonunun özellikleri ve işlevleri (8)



Resim 1. Inley, onley ve overlay restorasyonlar için preparasyon dizaynı örneği (27)



Resim 2. Çeşitli overlay preparasyonu örnekleri. **(a)** Butt Joint bitim sınırları ve proksimal kutu preparasyonu. **(b)** Tüm prepare yüzeylere bevel uygulanmış preparasyon. **(c)** Shoulder marjine sahip preparasyon. **(28)**



Şekil 5. Mandibular molar dişte MOD onley preparasyonu örneği (8)

2.3. Seramik Onley Restorasyonların Üretim Yöntemleri

2.3.1. Seramik Restorasyonların Geleneksel Yöntem ile Üretimi

Elde edilen alçı model üzerinde mum modelaj yapılır, sonrasında mum atımı işlemi gerçekleştirilir. Restorasyon materyali mum atımı sonrası oluşan boşluğa yerleştirilerek restorasyon üretilir. Döküm, yüksek ısıda presleme, anahtar kopyalama tekniği gibi farklı tekniklerle tam seramik parsiyel restorasyonlar üretilabilmektedir.

2.3.2. Seramik Restorasyonların Dijital Yöntem ile Üretimi

Güncel CAD/CAM sistemleri; inley, onley, tam kron, endokron, köprü restorasyonları, implant dayanakları, cerrahi rehber, total protezler, maksillo-fasiyal protezler, hareketli parsiyel protezlerin altyapı üretimi ve ortodontik apareyler olmak üzere daha birçok dental uygulama alanında kullanılabilmektedir (29–31).

Sirona firması tarafından piyasaya sürülen CEREC cihazının (Sirona, Bensheim, Almanya) tanıtılmasını takiben Duret (Sopha Bioconcept System, Amerika), Celay (Mikurona Technologie AG, İsviçre), Procera (Nobel Biocare AB, İsveç), Cercon (Dentsply DeguDent, Almanya), Cicero (Cicero Dental, Hollanda), Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya), 3Shape (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) Kavo (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya) sistemleri gibi piyasaya sürülen birçok CAD/CAM sistemi mevcuttur (32, 33).

2.3.2.1. CEREC (CEramic REConstruction, SIRONA)

Bu sistemde, oluşturulan kavite preparasyonunun küçük bir optoelektronik video kamera ile optik ölçüsü alınır ve kaydedilir. Bilgisayara iletilen dijital 3 boyutlu (3D) veriler klinisyen tarafından bilgisayar destekli tasarım (CAD) ünitesine aktarılır, ekranda restorasyon interaktif olarak tasarlanır. Bu veriler, 3 eksenli bir freze ünitesine dahil edilmiş özel elmas kaplı bir disk ile endüstriyel olarak prefabrike bir bloğun frezelenmesi için kullanılarak bilgisayar destekli üretim (CAM) gerçekleştirilmiş olur (34). Bu sistem, klinisyenlerin seramik restorasyonlarını bağımsız olarak tasarlamalarına ve işlemelerine olanak tanıyarak tek randevu ile restorasyonun tamamlanmasına olanak tanımış olur (35).

CEREC 3D Sisteminde, inley, onley, kron, lamina ve üç üniteli köprüler gibi çeşitli restorasyon türlerinin üretimi yapılabilir, ayrıca implant dayanakları CAD/CAM bloklarından frezelenabilmektedir. Klinik iş akışını iyileştiren bu hasta başı sistemde, planlama aşamasında 3D modele ilişkin anında geri bildirim sağlanabilmektedir (34, 35).

2.3.2.2. Cerec inLab

CEREC klinik sisteminden sonra 2004 yılında Sirona Dental Company (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) laboratuvar bölümünü ilgilendiren CEREC inLab konseptini hizmete sunmuştur. Bu sistemin kullanım basamakları şu şekildedir:

-Geleneksel yöntemlerle elde edilmiş olan çalışma modelinin, ağız dışı tarayıcı (inEOS: extraoral scanner) kullanılarak bilgisayar ortamına aktarılması

-inLab yazılımı kullanılarak nihai restorasyonun tasarımının oluşturulması

-inLab frezeleme cihazıyla belirlenmiş olan materyalden şekillendirilmesi

-Altyapının inFire fırını kullanılarak yüksek ısıda sinterizasyonu adımlarını içermektedir (36, 37).

Bu sistemde kron ve köprü restorasyonlarının üretimi, sert çekirdekli infiltrasyon seramik teknolojisiyle sağlanmaktadır. Yeni Cerec inLab cihazının teknik temelini oluşturan mevcut CEREC ürün ailesinin tarama makinesi sistemi olup, bu sistemde çok sayıda modifikasyon yapılmış ve tarama işleminde değişimler meydana getirilmiştir. Kapakların ve çerçevelerin tasarımı büyük ölçüde basitleştirilmiştir. Çok daha hassas bir freze kalemi eklenmiş ve elde edilen verilerde daha yüksek çözünürlük elde edilmiştir.

CEREC üniteleri ve Cerec inLab sisteminin kullanılmaya başlanması; diş hekimleri ve diş teknisyenlerinin CAD/CAM teknolojisine ulaşabilirlik yönünden entegrasyonunu kolaylaştıran ve hasta beklentilerinin yüksek oranda karşılanmasını sağlayan büyük bir adım olmuştur (37, 38).

2.4. CAD/CAM Sistemleri Komponentleri:

- Bilgisayar destekli ölçü (computer-aided impression)
- Bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design)
- Bilgisayar destekli üretim (computer-aided manufacturing) olmak üzere 3 ana komponentten meydana gelir (29, 31).

2.4.1. Bilgisayar Destekli Ölçü (Computer-Aided Impression)

Preparasyonu tamamlanmış ve restore edilecek olan dayanak dişe ait optik verilerin elde edilmesi işlemidir. Esas olarak, optik ve mekanik olmak üzere iki tarama sistemi mevcut olup farklı CAD/CAM sistemlerinde çeşitli yöntemler kullanılarak yapılabilmektedir. Bazı sistemlerde prepare edilmiş olan dişin optik okuyucu ile taranması sonucu dijital ölçü elde edilirken; diğer sistemlerde mekanik veya optik tarayıcılar (sayısallaştırıcılar) kullanılarak alçı model üzerinden elde edilir (29, 39, 40). Ekran üzerinde modelin üç boyutlu görüntüsü üretilir. Sonrasında dijital modele dönüştürülerek hekim veya teknisyen tarafından istenilen açıdan incelenebilme opsiyonu sağlanmış olur (41, 42). Dijital olarak elde edilen 3 boyutlu görüntü sayısallaştırılmış veriler ile bilgisayara aktarılır (41).

2.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer-Aided Design)

Prepare edilen dişin veya konvansiyonel ölçü sonrası oluşturulan alçı modelin taranması sonucu elde edilen verilere uygun restorasyonların tasarımının yapılabildiği çok sayıda CAD yazılımı bulunmaktadır. Bu sistemlerin birçoğunda restorasyonlara ait

verilerin hekim tarafından düzenlenme imkanı olduğu gibi, hazır tasarım şablonların kullanımı da mevcut olmaktadır.

Restorasyon tasarımının yapıldığı yazılım programlarının her biri kendi CAD/CAM sistemlerine özeldir ve bu sistemler arasında değişiklik yapılamaz. Restorasyon tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı tarafından veriler, restorasyonu üretecek olan CAM ünitesine aktarılırlar (29, 43, 44).

2.4.3. Bilgisayar Destekli Üretim (Computer-Aided Manufacturing)

Tasarımı oluşturulan restorasyonun eksiltici, ilave edici veya bu iki sistemin birlikte kullanıldığı restorasyon üretim aşaması CAM olarak adlandırılır. Prefabrike olarak hazırlanan bloklar diş hekimliğinde kullanılan ilk sistemlerde, frezler veya elmas diskler tarafından şekillendirilirken daha sonraları yeni bir CAM yaklaşımı olarak gündeme gelen “ilave edici” yöntemler kullanılarak üretimler yapılmaya başlandı (29, 45–47).

Eksiltme yöntemi, CAM ünitesine yerleştirilen prefabrike bloktan aşındırma yapılması işlemiyle istenilen formda restorasyonun oluşturulduğu tekniktir. Pek çok restorasyon türünün üretimi eksiltme yöntemi kullanılarak yapılabilir. Kullanılan materyalin aşındırılması ve neredeyse %90'ının atılması bu yöntemin en büyük dezavantajı olarak görülmektedir.

Ekleme yöntemi ise; seramik veya metal tozlarının olduğu bir küvetten materyalin sinterleme yöntemi ile birleştirilmesi ve restorasyon nihai forma ulaşana kadar devam ettirilmesi işlemidir. Bu yöntemde artık materyal kalmaz (47). Minimum materyal kullanılarak tek seferde birden fazla restorasyon üretimi sayesinde klinik verimlilik artmış olur (48, 49).

Procera (Nobel Biocare, Goteburg, Sweeden); bu iki sistemin kombinasyonunun kullanıldığı CAD/CAM sistemine örnek olarak verilebilir (50–52).

2.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

2.4.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

✓ Kenar uyumu, mekanik direnci ve estetik özellikleri daha iyi olan restorasyonların üretimine imkân sağlar.

✓ Konvansiyonel ölçü yöntemindeki hatalar elimine edilmiş olur.

- ✓ Hızlı ve pratik üretim yapılması iş gücünden tasarruf edilmesini sağlar.
- ✓ Hem hastalar hem de hekimler için konforlu bir yöntemdir.
- ✓ Geçici restorasyon gereksinimini azaltabilirler.
- ✓ Çapraz kontaminasyon riski azaltılmış olur.
- ✓ Tek seansta tedavi yapılabilir, bu sayede zaman kaybının önüne geçilir.
- ✓ Üretilen restorasyonların yüksek dirence sahip olması homojen blok kullanımıyla sağlanır.

✓ Restorasyonun kırılması veya kaybolması gibi durumlarda verilerin kayıtlı olduğu veri tabanının bulunması hızlı bir şekilde yeniden üretime olanak sağlar (53–59).

2.4.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- ✓ Cihazı kullanmak için hekim ve teknisyenin eğitiminin gerektirir.
- ✓ Kullanılan ekipmanların yüksek maliyetlidir.
- ✓ Bazı blokların renk çeşitliliği yetersizliği sebebiyle estetik beklentilerin karşılanamaması, veya cut-back uygulaması ile desteklenmesi gereklilidir.
- ✓ Dijital ölçü alımı sırasında iyi bir izolasyon gerektirir.
- ✓ Subgingival basamak sınırı varlığında iyi bir diş eti retraksiyonu gerektirir (42, 57).

2.5. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Üretim Yöntemleri

Dijital tasarımı yapılan restorasyonları, bilgisayar kontrolünde seçilen materyalden elde etmek için bilgisayar destekli üretim cihazları (CAM) kullanılır. Bilgisayar destekli üretim 'eksiltme' (*subtractive manufacturing*) ve 'ilave' (*additive manufacturing*) üretim yöntemleri olmak üzere ikiye ayrılır (60).

İlk defa 1980'li yıllarda diş hekimliğinde bilgisayar destekli üretime eksiltmeli üretim tekniğiyle başlanmıştır. Bu teknik materyali aşındırarak şekillendirmeyi esas alır. İstenen restorasyona kıyasla çok daha fazla materyal kullanımı, maliyetin artmasına sebep olmaktadır. Materyal israfını önleme ihtiyacı ve maliyeti azaltma gereksinimi eklemeli üretim yönteminin geliştirilmesini sağlamıştır (61).

Eksiltmeli üretim sistemi, işleme ve frezeleme ve lazer ablasyon teknolojilerini içerirken; eklemeli üretim sistemi ise 3 boyutlu baskı ve lazer eritme tekniklerini içerir (61).

2.5.1. Eksiltmeli Üretim

Diş hekimliğinde uzun zamandır kullanılmakta olan eksiltme yöntemiyle üretim, CAD kısmındaki datalar baz alınıp CAM kısmındaki bilgisayar destekli frezeleme ünitesi kullanılarak bloktan uzaklaştırma işleminin gerçekleştirilmesi ve bloğa istenilen geometriye sahip şekil verilmesi prensibiyle çalışmaktadır (62). Frezeleme ünitesinin parçaları bu üretim yönteminde kullanıma bağlı olarak zamanla aşınma göstermektedir. Bunun sonucunda üretimi yapılan restorasyonlarda çatlaklar meydana gelebilmektedir (63). Elde edilen restorasyondan daha fazla oranda materyal kullanılarak üretim yapıldığı için maliyeti yüksek bir tekniktir (62).

Eksiltme yöntemiyle üretim işleme tekniği olarak; kıvılcım erozyonu ve frezeleme tekniklerini içerir (47, 60). Kıvılcım erozyonu ile üretim, restorasyonun üretilmesi amacıyla tasarım ünitesinin verilerine göre, devamlı olarak gönderilen kıvılcımlar ile bloğun aşındırılması esasına dayanır. Frezeleme tekniğinde ise, üretim ünitesinde kullanılan elmas ve karbit frezlerle bloğun eksiltilmesi ve istenilen restorasyonun üretilmesi sağlanmaktadır. 2015 yılından bu yana lazer teknolojisi kullanılarak frezeleme yöntemi ile üretim yapılmaktadır (60, 64).

Frezeleme tekniğinde aşındırma işlemi su soğutması altında veya kuru bir ortamda yapılmaktadır. Su soğutması altında yapılan sulu işleme ile metal ve cam seramik materyallerin aşındırılması sırasında açığa çıkan ısıya bağlı olarak meydana gelebilecek zararların önlenmesi amaçlanmıştır.

Eksiltme yöntemiyle üretim yapan cihazlarının işleme prensibinde farklılıklar bulunmaktadır. Üç, dört ve beş akslı olacak şekilde kazıma düzlemleri bulunabilir. Akslar uzaysal düzlemde üç boyutlu koordinasyon düzlemini ifade etmektedir. Eksen sayısının fazla olması restorasyon morfolojisinin daha ayrıntılı olarak işlenebilmesini sağlamakta olup en hassas kazıma işlemi beş akslı sistemlerde yapılabilir. Üç eksenli frezeleme cihazındaki kesici milin X, Y ve Z koordinatları olarak ifade edilen uzaysal yönler gidebilmesi sebebiyle ürün üç eksen doğrultusundaki aşındırma ile elde edilir. Bu cihazlar üretim esnasında objeyi 180° çevirebilir (39, 47).

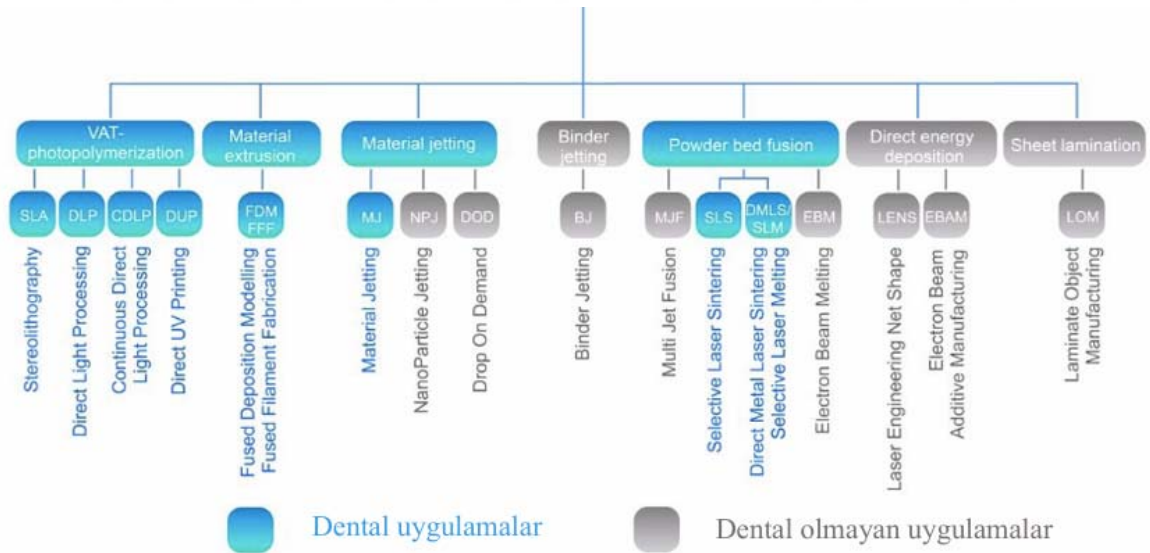
2.5.2. Eklemeli Üretim

Amerikan Test ve Malzeme Derneği'nin (ASTM: American Society for Testing and Materials) tanımına göre "eklemeli üretim", katman üzerine katman ekleyerek üç boyutlu dijital modelin CAD verilerine uygun olacak şekilde birleştirme işleminin gerçekleştirilmesiyle üretiminin yapıldığı yöntemdir (62).

Üç boyutlu bilgisayar dosyasından kesitsel parçalar oluşturulup her parçanın diğerinin üstüne işlenmesiyle üç boyutlu nesne elde edilir (65). Tabaka ekleme yöntemiyle modellerin hızlı bir şekilde elde edilmesi "hızlı prototipleme (rapid prototyping)" olarak isimlendirilmiştir. Üç boyutlu (3D) üretim, "hızlı prototip üretim" ve 3D baskı bu yöntem için kullanılan diğer terimlerden (66).

Eklemeli üretim ile üretilen nesnelerin yüzeyleri pürüzlülük göstermektedir. Bu sebeple bazı yöntemlerde üretim sonrası ek işlemler uygulamak gerekmektedir. Cihazın hızı ve çözünürlüğü üretilen objenin fiziksel özelliklerine direkt olarak etki etmektedir (67, 68).

2.5.2.1. Eklemeli Üretim Teknolojileri



Şekil 6. Eklemeli Üretim Teknolojileri (69)

-VAT Fotopolimerizasyonu

-Stereolitografi (SLA)

SLA tekniğinde reçine ile dolu olan kazan içerisinde hareket edebilen bir tabla mevcut olup bu tabla polimerize edilecek olan reçinenin hemen altında yer almaktadır. Bilgisayar yardımıyla kontrolü sağlanan lazer ile sıvı reçine polimerize edilmektedir. Daha sonra yeni katmanların oluşturulması için tabla katman kalınlığı kadar aşağı inmektedir (70).

-Dijital Işık İşleme (DLP)

Sürekli olarak ince fotopolimerize reçine katmanları oluşturabilen bir dijital mikro ayna cihazı ve ultraviyole ışık kullanılan bir üretim teknolojisidir (71). DLP 3B baskı teknolojisi, yüksek hassasiyete sahip küçük boyutlu modeller yazdırabilmesi avantajına sahip olmasıyla, çoğunlukla diş hekimliği ve kuyumculuk alanlarında kullanılmaktadır (72).

-Likit Kristal Ekran (LCD)

-Sprey Baskı (Polyjet/Multijet)

-Eriyik Yığılma Modelleme (FDM/Fused Deposition Modelling)

-Toz Yatağı Füzyonu (Powder Bed Fusion)

-Yapıştırıcı ile Katmanlı Üretim (Binder jetting, powder binder)

- Direkt Enerji Depolama (DED/Direkt Energy Deposition)

- Lamine Nesne Üretimi (LOM-Laminate Object Manufacturing) diğer eklemeli üretim teknolojilerindendir (70).

2.5.2.2. Eklemeli Üretim Yöntemlerinde Üretim Süreci

Eklemeli üretimin temelde altı basamağı bulunmaktadır. Bunlar;

- ✓ Üretilcek restorasyonun üç boyutlu modelinin dijital olarak hazırlanması,
- ✓ Elde edilen model dosyasının dilimleme yazılımı için uygun bir dosya formatına çevrilmesi,
- ✓ Verinin dilimleme yazılımına aktarılarak bölünmesi, kodlarının çıkartılması ve bunların üç boyutlu yazıcıya aktarılması,
- ✓ Üretim işlemi için baskı cihazının hazırlanması,

✓ Baskı işlemiyle nesnenin fiziksel olarak üretilmesi ardından nesnenin destek yapılarından temizlenmesi ve

✓ Son işlem aşamasının uygulanmasıdır (73).

Üç Boyutlu Modelleme

Farklı bilgisayar destekli tasarım programları veya 3 boyutlu tarama (*lazer, optik*) cihazlarından yararlanılarak model üretimi yapılmaktadır (73).

Dosya Kaydetme

Üç boyutlu modelleme, yazılıma uygun dosya formatına dönüştürülürken bu işlem için çoğunlukla STL (*Standard Tessellation Language*) dosya uzantısı kullanılmaktadır (73).

Dilimleme

Materyalin türü, katmanın kalınlığı, objenin yönü, sıcaklık, baskılamanın yoğunluğu ve hızı gibi çeşitli ayarlamalar dilimleyici yazılım aracılığıyla yapılabilir. Üretimi yapılacak restorasyon istenilen katman kalınlığına göre dilimlenir ve üretim için 3 boyutlu yazıcıda gerekli kodlamalar oluşturulur (73).

Dosya Transferi

3 boyutlu yazıcıya hafıza kartları veya kablolu/kablosuz ağlar aracılığıyla oluşturulan kodlar transfer edilir (73).

Baskı İşlemi

Kalibrasyon ayarları yapılan 3 boyutlu yazıcı, kodları aldıktan sonra baskı süreci başlar. Üç boyutlu üretim süresi, cihazın modeli, belirlenen baskı hızı, materyalin yoğunluğu, nesnenin şekli, boyutu, destek ünitelerinin sayısı, çözünürlük gibi birçok faktöre göre değişkenlik gösterir (73).

Son İşlem

Baskı işlemi sonunda restorasyon üç boyutlu yazıcı tablasından alınır ve öncelikle destek üniteleri uzaklaştırılır. İki şekilde olabilen destek ünitelerinden standart destekler, el aletleri ile restorasyondan uzaklaştırılırken; çözülebilen destekler su veya solüsyonlarla temizlenirler. Destek üniteleri uzaklaştırılan restorasyona daha sonra polisaj işlemleri yapılarak restorasyonun nihai formu elde edilir (73).

2.5.2.3. VarseoSmile Crown Plus Sistemi

Daimi restorasyonlar, hem yüksek mekanik strese hem de ağız boşluğunda bulunan çeşitli kimyasal işlemlere maruz kaldıkları için üretimlerinde dayanıklı materyallerin kullanılması gerekir. Plak birikimini önlemek için restorasyon yüzeyi pürüzsüz olmalıdır. Hekim tarafından kullanılabilirliği pratik olmalı ve restorasyon üretimi hasta için ekonomik olmalıdır (69). SLA ve DLP gibi fotopolimerize edilebilir reçinelerle çalışan katmanlı imalat teknolojileri, fotopolimerizasyon kinetiğinin çok yönlülüğü ve kontrollü manipülasyon sağlaması gibi özellikleriyle biyomedikal kompozitlerin 3 boyutlu baskı ile üretimlerinin yapılmasına olanak tanır (74).

VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Almanya), üç boyutlu baskı yöntemi ile seramikle güçlendirilmiş hibrit malzeme kullanarak tek üyeli sabit protetik restorasyonlar yapmak amacıyla üretilmiştir. Bego firması tarafından 2020 yılında kullanıma sunulan VarseoSmile Crown Plus, tek üyeli daimi kronlar, inleyler, onleyler ve veneer üretmek için endikedir. İnorganik dolgu maddelerinin toplam içeriği (*partikül boyutu 0.7 µm*) kütlece %30-50'dir. 4.4'-izopropilidifenol, 2-metilprop-2-enoik asit, silanize cam, metil benzoilformat, difenil (2,4,6 trimetilbenzoil) fosfin oksit yapısında bulunan kimyasallardır. Materyalin yoğunluğu 1.4- 1.5 g/cm³, tabaka kalınlığı 50 µm, bükülme dayanımı 116 MPa, bükülme modülü 4090 MPa, suda çözünürlük 0.23 µg/mm³, suda emilme 3.6 µg/mm³, dalga boyu 405 nm'dir. A1, A2, A3, B1, B3, C2, D3 olmak üzere yedi renk seçeneği mevcuttur (69, 75).



Şekil 7. VarseoSmile Crown Plus (Bego, Bremen, Almanya) (75)

2.6. Onley Restorasyon Üretiminde Kullanılan Seramik Materyaller

Dental seramikler, mine ve dentinin optik özelliklerine benzerliği, biyouyumlulukları ve kimyasal dayanıklılıkları gibi birçok olumlu özellikleriyle yüz yılı aşkın bir süredir estetik diş hekimliğinin vazgeçilmez materyalleri arasında bulunmaktadır. Dayanıklılıkları, estetik özellikleri, kullanım alanları ve üretim teknikleri açısından klinik pratiğinde kullanılmaya başlandıkları ilk zamandan bu yana sürekli bir değişim ve gelişim içerisinde oldukları (76).

Estetik beklentileri karşılayabilmek amacıyla tamamen metal desteksiz yapıda materyaller geliştirilmiş olup inley, onley, laminate veneer, tam seramik kron ve köprülerin yapımında protetik diş hekimliğine kazandırılmıştır (77).

Dental seramiklerin; biyouyumlu olmaları, renk stabilitesine sahip olmaları, intraoral kimyasal tepkimelerden etkilenmemeleri, düşük ısı iletkenlikleri ve yüksek estetik özellikleri gibi avantajları bulunmaktadır. Bu sayede diş hekimleri tarafından sıklıkla kullanılırlar (78).

Günümüz diş hekimliği için kullanılan seramik, bir silisyum (Si^{+4})'un merkezde bulunduğu ve ona bağlı halde bulunan dört adet oksijen (O^-) atomunun oluşturduğu silisyum tetrahedral (SiO_4)⁻⁴ yapısı sergilemektedir. Hem kovalent hem iyonik bağlar bu yapı içerisinde bir arada bulunur. Dental seramiği oluşturan feldspar, kuartz ve kaolinin de temel yapı taşlarını dental seramiğin esas çekirdek yapısı olan (SiO_4)⁻⁴ molekülü oluşturmaktadır (79).

Üretim sırasında porselene ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, akışkanlar veya cam modifiye ediciler ve opaklaştırıcı veya floresans özelliği sağlayan çeşitli ajanlar da katılır (80).

Dental seramikler; %75-85 oranında feldspar, %12-22 kuartz (silika, kum), %3-5 kaolinden (kil), meydana gelir (81).

Feldspar; %75-85 oranında dental seramiğin yapısına katılarak porselenin ana yapısını oluşturur. Potasyum alumina silikat ve sodyum alumina silikatın birleşiminden oluşan bu madde pişirme sırasında eriyerek birleştirici bir matriks görevi görmektedir ve seramiğe doğal bir translusentlik kazandırır. Seramiğin en düşük erime derecesine (1000-1300 °C) sahip olan kısmıdır (82).

Kuartz; silika yapısındadır ve kimyasal formülü SiO_2 'dir. Doldurucu görevinde olup yapısal destek oluşturur. Porselen içerisinde oluşabilecek büzülmeleri engelleyerek stabiliteye katkıda bulunur ve termal genleşme katsayısının da kontrol edilmesini sağlar. Erime ısısı ($1700\text{ }^\circ\text{C}$) diğer maddelere oranla daha yüksektir (77).

Kaolin; dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Kimyasal formülü $\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\text{H}_2\text{O}$ 'dur. Yapışkan özelliği sayesinde diğer maddeleri bir arada tutarak porselenin modelaj işlemini kolaylaştırır. Opak olması sebebiyle porselen tozunda %1-5 oranında bulunmaktadır. Isıya oldukça dayanıklıdır ve erime ısısı $1800\text{ }^\circ\text{C}$ 'dir (77).

Üç temel bileşen dışında; akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, translüsensi özelliklerini geliştirmek amacıyla çeşitli renk pigmentleri dental seramiklerin yapısına katılabilmektedir.

Akışkanlar ve cam modifiye ediciler: Sinterleme aşamasının düşük ısıda yapılabilmesi amacıyla kimyasal maddeler ya da akışkanlar (borik asit ya da alkali karbonatlar) ilave edilmektedir.

Renk pigmentleri: Optik özelliklerde çeşitlilik oluşturmayı sağlayan metal oksitlerdir.

Ara oksitler: Akışkanlığa karşı direnç oluşturulması amacıyla dental seramiklerin yapısına ara oksitler (alüminyum oksit) eklenebilirler.

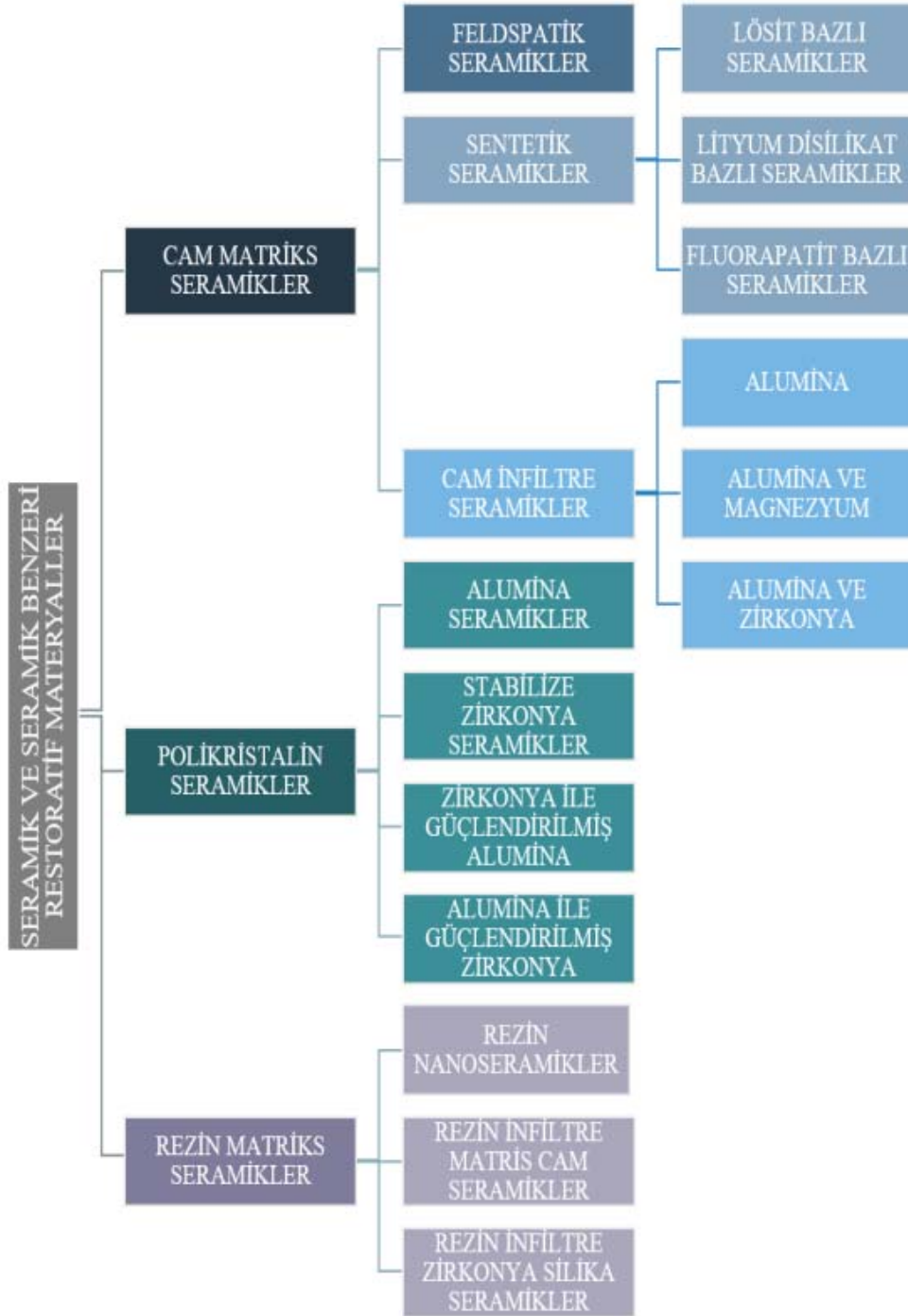
Opaklaştırıcı ajanlar: Seryum, zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit gibi metal oksitler ilave edilerek seramiğin opaklık özellikleri değiştirilebilir (83).

2.6.1. Seramik İçerikli Restoratif Materyallerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler; mikroyapıları, fırınlama ısıları, kompozisyonları, translüsensitlikleri, üretim prosedürleri, kırılma dayanımları, altyapı materyali olarak kullanımları ve klinik endikasyonları gibi birçok faktör göz önünde bulundurularak, farklı şekillerde sınıflandırılmıştır (76, 84, 85).

Tam seramik sistemlerin güncel sınıflandırması, 2015 yılında Gracis ve ark. tarafından yapılmıştır. Bu sınıflamada; cam-matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin-matriks seramikler bulunmaktadır. Her grup, kimyasal içeriklerine göre alt gruplara ayrılmaktadır. Bu sayede tam seramik ve seramik benzeri bir restorasyon materyali;

seramik partikülleri ile doldurulmuş bir organik matriks fazının veya cam-matriks fazının varlığına göre sınıflandırılabilir (85).



Şekil 8. Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin sınıflandırılması (85)

2.6.1.1. Cam Matriks Seramikler

Cam-matriks seramikler, cam fazı içeren ve metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir. Feldspatik, sentetik ve cam infiltre seramikler olmak üzere üç alt gruba ayrılırlar (85).

a. Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu kil/ kaolin (*hidratlı alüminosilikat*), kuvars (*silika*) ve doğal olarak oluşan feldspattan (*potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı*) oluşur (86).

Dental seramiklerdeki camlar esas olarak feldspat adı verilen; silika (*silikon oksit*) ve alumina (*alüminyum oksit*) bazlı bir grup madenden elde edilir (87). En translusent ve en estetik seramik materyaller olan feldspatikler yapısında cam fazını yüksek oranda (%55 ile %70) bulundurlar (88–90). Geleneksel olarak toz-likit halinde bulunup karıştırılarak hazırlanabildiği gibi, CAD/CAM bloklar şeklinde de piyasada bulunmaktadır. IPS Empress esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vitadent feldspatik porselenlere örnektir (85).

Veneer, onley ve overlay gibi parsiyel adeziv restorasyonlar için kullanımı endikedir. Köprüler gibi geleneksel restorasyonlar için, ön bölgede üç üyeye kadar ve ikinci premolar seviyesine kadar kron restorasyonlarında kullanım endikasyonları bulunmaktadır (90).

Vitablocks (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) feldspatik porselen grubunda en sık kullanılan CAD/CAM seramik materyalidir. İlk CAD/CAM indirekt restorasyon, 1985 yılında feldspatik seramik Vita Mark I blok kullanılarak üretilmiştir (91). Bu CAD/CAM inley ve onleylerin klinik performansı 10 yıllık prospektif bir çalışmada değerlendirildiğinde %90.4 başarı oranı elde edilmiştir (92).

1991'de **Vita Mark II** (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), kimyasal ve fiziksel özellikleri artırılmış bir materyal olarak piyasaya sürülmüş olup ince partiküllü tozlar kullanılarak üretilmiş olan ince kristal yapılu bir sistemdir. Yapısı içerisinde neredeyse hiç porözite bulunmaması, materyalin cilalanabilirliğini ve direncini artırmıştır (93–95). Yüksek translusensi gösteren yapısı ile oldukça estetik materyaller olan VITA Mark II, 118,65 MPa gibi düşük bir bükülme dayanımına sahiptir (96). Düşük bükülme dayanımları ve kırılgenlikleri nedeniyle adeziv simantasyonları önerilmektedir (88).

Vita Mark II blokları birçok renk seçeneği sunarlar. Bunun yanı sıra monokromatik özellikte bloklardır (97).



Şekil 9. Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (98)

Firma daha sonraları doğal diş dokularının renklerini daha iyi taklit edebilecek yeni jenerasyon seramik materyaller üretmiştir. 2003 yılında *Vitablocks Triluxe* ve 2007 yılında *Triluxe Forte* piyasaya sürülmüş olup polikromatik özellik gösteren bloklardır. 2010 yılında *Vitablocks RealLife* ile üç boyutlu renk yoğunluğu içeren multikromatik feldspatik seramik blok piyasaya sürülmüştür. Yapı olarak Vita Mark II'ye benzer sistemler üreten *Cerec Blokları* da (CEREC Blocks, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) mevcuttur (99).

b. Sentetik Seramikler

Sentetik materyaller; hammaddelerin doğal kaynaklarına ve bunların doğal varyasyonlarına daha az bağımlı kalabilmek için seramik endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Sentetik seramikler genellikle silika (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerirler; ancak bileşimleri üretici firmalar arasında değişiklik gösterir (85, 100).

Seramik materyalinin mekanik özelliklerinin artmasına katkı sağlayan; cam fazlarına kristal fazın eklenmesi olmuştur. Camsı faz; cam yapının translusensi, kırılma gibi özelliklerine sahipken, kristal faz; ışık dağılımını ve opaklığı geliştirir (101). Yoğun kristal faz seramikte çatlak oluşum riskini azaltmakta olup mevcut çatlakların yayılımını engellemektedir (100).

Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lösit ile güçlendirilmiş seramik (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent), camlı matriks içine homojen olarak dağılmış lösit kristallerinden (hacimce %35-45) oluşmaktadır. Feldspatın 1150°C’de kontrollü olarak fırınlanmasıyla lösit kristalleri oluşturulur. Potasyum alüminyum silikat, lösit ve iki silika molekülüne parçalanır. Yüksek silika içeriği (ağırlıkça %60-65) nedeniyle bu seramik gelişmiş translusensi, floresan ve opalesans gibi optik özelliklere sahipken, kristal içeriği 160 MPa’lık bükülme dayanımından sorumlu olmaktadır (86, 102).

Bu seramik grubu, ışık geçirgenlik özellikleri açısından yüksek translusent (HT), düşük translusent (LT) ve polikromatik (PC) formlarda bulunmaktadır. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, feldspatik seramiklere kıyasla artan dayanıklılıkları ve translusensi dereceleri nedeniyle anterior veneerler, kronlar ve posterior inley/onleyler için endikedir (88).

Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Daha yüksek kırılma direncine ve dayanıma sahip materyallerin geliştirilmesi ihtiyacıyla birlikte lityum disilikat içerikli hazır seramik blokların kullanıma sunulması; cam içerikli restorasyonlara daha geniş bir uygulama alanı sağlamıştır (103).

Bu seramik grubu, cam matriks içine dağılmış %65-70 lityum disilikat (IPS₂) kristal fazından oluşmaktadır. Metasilikat ve lityum disilikat çekirdekler içerir. İğsi forma sahip IPS₂ kristal faz, katmanlı, sıkı kenetlenmiş dizilimi ile çatlak yayılımı önünde bariyer görevi görmektedir (104).

Lityum disilikat seramiklerin (LDS) üretim tekniğine göre ısı ile preslenebilir ve CAD/CAM ile üretilir olmak üzere iki formu mevcuttur (105). Günümüzde Ivoclar Vivadent üretici firması tarafından **IPS Empress II** adı altında lityum disilikat seramikler dental altyapı kullanımı için piyasaya sürülmüştür. IPS Empress II lityum disilikat seramiklerin çok üniteli protezler için kullanımında yetersiz bükülme dayanımı nedeniyle 24 ile 60 ay sonra %9 ile %50 arasında yüksek klinik başarısızlık oranları bildirilmiştir (102, 106). Daha sonra, çok daha yüksek bükülme dayanımına (400 MPa’ya kadar) sahip yeni ve geliştirilmiş bir lityum disilikat seramik olan **IPS e.max** piyasaya sürülmüştür. IPS e.max lityum disilikat seramikler, Press ve CAD olmak üzere iki şekilde üretilmektedir (86, 102). IPS e.max serisi, CAD-CAM sisteminde frezelenen bir blok olan **IPS e.max**

CAD ve ısı ile presleme tekniğini takiben preslenebilir kron üretimi için kullanılan bir blok olan **IPS e.max Press** olmak üzere iki şekilde üretilmektedir (107).

IPS e.max CAD materyali esas olarak lityum metasilikatın (Li_2SiO_3) oluşturduğu “mavi” fazda hazırlanmıştır. Bu faz frezelemeyi kolaylaştırarak daha düşük frez aşınmasına neden olmaktadır. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra materyal ısıl işleme tabi tutularak tek adımda glaze uygulanır ve lityum disilikat restorasyonu meydana getirilir. Estetik yapısı, dayanıklılığı ve kullanım kolaylığı nedeniyle, IPS e.max CAD piyasaya sürülmesini takiben birkaç yıl içinde artan bir ilgi görmüştür (107, 108). IPS e.max CAD’in, çeşitli renklere sahip olmasının yanı sıra, orta opaklık (MO), yüksek translusensi (HT) ve düşük translusensi (LT) olmak üzere üç adet translusensi seviyesi bulunmaktadır. Bu farklı translüsensi seviyeleri, malzemenin mikro yapısındaki farklılıklar yoluyla gerçekleştirilmektedir. HT seramik camsı bir matriks içinde dağılmış 1.5×0.8 mm’lik kristaller bulundururken, LT seramik daha yüksek yoğunluklu bir matriks içinde 0.8×0.2 mm boyutlarında daha küçük kristaller bulundurmaktadır (107). IPS e.max CAD, 350 MPa’nın üzerinde bükülme dayanımına ve önceki adeziv cam seramiklere göre önemli ölçüde daha yüksek kırılma direncine sahip bir lityum disilikat seramik olarak tanıtılmıştır (90). Lityum disilikat cam seramikler, veneer, inley, onley, tek kron ve ikinci premolar dişe kadar olan üç üyeli köprü restorasyonlarda kullanılabilirler (109, 110).

Zirkonyum dioksit (ZrO_2) partiküllerinin cam matriksine dahil edilmesi, cam seramiklerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için etkili bir yöntem olmuştur (111). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin frezeleme işlemi lityum disilikat seramiklerden daha zordur. Bu nedenle bu seramikler “cam seramikler arasında işlenmesi en zor seramik” olarak tanımlanmaktadır (112).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler prekristalize formda (*işlenmesi kolay ancak ara renkte*) veya kristalize formda (*işlenmesi daha zor ancak final renkte*) olarak bulunur. Seramiğin camsı fazında %10 çözünmüş zirkonyum dioksit, lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri (*ortalama boyut: $0.5-0.7 \mu\text{m}$*) içerirler. Oluşan kristaller lityum disilikat kristalitlerinden 4 ile 8 kat daha küçüktür (87, 113, 114).

VITA Suprinity PC ve Celtra DUO materyalleri homojen camsı bir matriks, lityum metasilikat ve lityum ortofosfat tanelerinden oluşan kristal bir bileşen içeren benzer mikroyapılar sergilemektedirler (115, 116). Günümüzde zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, üretici firmalardan prekristalize bloklar halinde (*VITA Suprinity PC*,

VITA Zahnfabrik) veya kristalize bloklar halinde (*Celtra DUO*, *Dentsply Sirona*) iki farklı şekilde tedarik edilmektedir. Bu tür seramik malzemeler, veneer, onley, overlay restorasyonların endikasyonları için uygun seramiklerdir (116–118).

Fluorapatit Bazlı Seramikler

Florapatit bazlı seramikler, metal alaşımı veya zirkonya altyapıları üzerinde veneer materyali olarak kullanılmak için üretilmektedir. Zirkonya altyapılı seramiklere florapatit bazlı ingotların preslenmesiyle restorasyonların optik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır (85).

Bu gruba dahil olan örnekler; IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress'dir (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (85).

c. Cam-İnfiltre Seramikler

Alumina, alumina ve magnezyum, alumina ve zirkonya olmak üzere üç alt grupta sınıflandırılmaktadır (85).

Alumina

1989 yılında slipcasting tekniği ile üretilen In-Ceram Alumina ilk cam-infiltrate seramik materyalidir. Daha dayanıklı bir materyal elde edilebilmesi amacıyla slip casting tekniği kullanılarak üretilen poröz yapıdaki alumina kor içine, lantan oksit camının infiltrasyonu gerçekleştirilmiştir. Yapısında yüksek oranda alüminyum oksit (Al_2O_3) bulundurmaktadır. Üreticiye göre farklılık gösterebilmekle beraber lantan oksit (La_2O_3), silisyum dioksit (SiO_2), kalsiyum oksit (CaO) ve diğer oksitleri de içermektedir. Yüksek opasiteye sahip olması, daha estetik restorasyonlar için porselen ile veneerlenmesini gerektirmektedir (85).

In-Ceram Alumina seramik sisteminin diğer seramiklere nazaran 3-4 kat daha fazla bükülme dayanımına sahip olması, anterior bölgede metal altyapı gerekliliğini ortadan kaldırmakta ve üç üye köprü restorasyonların ve posterior bölgede tek kron restorasyonların uygulanmasına olanak sağlamaktadır (119, 120).

Alumina ve Magnezyum

In-Ceram Alumina'nın yüksek opasiteye sahip olması gibi olumsuz özelliklerinin önüne geçmek amacıyla benzer bir üretim yöntemiyle 1994 yılında In-Ceram Spinell ticari olarak tanıtılmıştır. Bu tam seramik materyali, lantan oksit camının, sentetik olarak üretilen

gözenekli magnezyum aluminat ($MgAl_2O_4$) çekirdeğe infiltrasyonu ile elde edilmektedir (85).

Yapıya magnezyum içerikli spinell katılması sonucu, alumina esaslı materyalin translüsentlik gibi optik özellikleri gelişmektedir. Ancak In-Ceram Spinell'in diğer cam-infiltrate seramik materyallerine göre daha düşük bükülme direnci ve mekanik dayanıklılık sergilemesi endikasyon aralığının anterior kronlarla sınırlı olmasına neden olur (119).

Alumina ve Zirkonya

Seramiği güçlendirmek amacıyla In-Ceram Alumina'ya hacimce %33 oranında 12 mol% seryum ile stabilize edilmiş zirkonya (12Ce-TZP) eklenerek In-Ceram Alumina sisteminin modifiye edilmiş hali olan In-Ceram Zirconia geliştirilmiştir (121). Kor materyalinin opasitesinin yüksek olması nedeniyle, posterior bölgede kron ve üç üyeli sabit bölümlü protetik restorasyonlarda endikedir (122).

2.6.1.2. Polikristalin Seramikler

Bu grupta sınıflandırılan seramiklerin ana özelliği cam fazının bulunmamasıdır. Bu nedenle dayanıklılık ve kırılma direnci sağlayan, ancak sınırlı translusensi gösteren ince partiküllü kristal yapılardır. Polikristalin seramiklerin uzun asitleme süreleri gerektirmeleri ve daha yüksek sıcaklıklarda fırınlanma gerekliliği göstermeleri, bir cam fazı bulundurmaması ile açıklanabilir (123).

Alumina

Alumina, seramik materyallerin stabilitesini artırmak için diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmakta olup %99.5 kadar yüksek saflıkta Al_2O_3 'ten oluşur (124, 125).

Bu gruptaki seramikler için alınan ölçüden önce bir day üretilir ve koping seramiği day üzerinde preslenir ve daha sonra 1600-1700 °C'de sinterlenir, böylece ihmal edilebilir bir camsı faz (%0.5) ile tamamen yoğunlaşır (126). Ardından altyapının üzerine feldspatik porselenlerle tabakalama yapılır.

İlk olarak 1990'ların ortalarında Procera AllCeram, Nobel Biocare tarafından CAD/CAM ile üretilmek üzere bir kor materyali olarak tanıtılmıştır. Diğer seramik materyallere göre çözünürlüğe karşı en yüksek direnci gösteren, ısı iletkenliği düşük, eğilme direnci 500 MPa'dan fazla olan ve yüksek translusensi gösteren bir sistemdir (85).

Tüm dental seramikler arasında en yüksek elastik modüle sahip olması (380 GPa) nedeniyle kırılmalara karşı meyilli olması ve stabilize zirkonya gibi daha üstün mekanik özelliklere sahip materyallerin kullanımının artması, zamanla aluminaya olan talebi azaltmıştır (124, 127, 128).

Stabilize Zirkonya

Zirkonyum (Zr) parlak gümüş renkte, saf haldeyken nispeten yumuşak ve esnek olan, en önemli bileşiği ZrO_2 olan seramik materyaldir (128).

Mikroyapılarına göre sınıflandırılması;

- i) tam stabil zirkonya (FSZ),
- ii) kısmi stabil zirkonya (PSZ) ve
- iii) tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak üç çeşittir (129).

Zirkonya çok formlu bir materyaldir ve üç kristalografik formu vardır:

- i) Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar monoklinik (M),
- ii) 1170 °C'den 2370 °C'ye tetragonal (T)
- iii) 2370 °C'den erime noktasına kadar kübiktir (C) (129, 130).

Tetragonal den monoklinik faza dönüşümüne büyük (yaklaşık %4) bir hacim artışı eşlik eder. Bu hacim artışının materyalin iç yapısındaki çatlakları kapatarak materyalin kırılma dayanımında büyük artışlara yol açtığı bildirilmektedir (131). Zirkonyaya stabilize edici magnezyum oksit (MgO), yitrium oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (CeO_2) gibi çeşitli metal oksitlerin ilave edilmesi ile zirkonya oda sıcaklığında tetragonal veya kübik fazlarda stabilize edilebilir. Bu mekanizmanın sonucu olarak zirkonyanın mekanik, termal ve elektriksel özelliklerinin korunduğu belirtilmiştir (132–134).

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyaların tümü tetragonal zirkon polikristalleri (TZP) tipindedir. TZP'ler çoğunlukla itriyum ve seryum ile stabilize edilmiş tetragonal fazlı monolitik materyallerdir (85, 132). İttriya-TZP (Y-TZP); tam seramik restorasyonlar için en yeni kor materyalleri olan bu form frezeleme ve sinterlemeden sonra en yüksek dirence ve kırılma dayanımına sahip olan formudur (132). Y-TZP'nin, çatlak ilerlemesini önlemeye yardımcı olan tetragonal yapıdan monoklinik yapıya dönüşebilme yeteneği,

seramiğin dayanımı ve tokluğu için önemli bir faktördür. 900-1200 MPa arasında bir eğilme dayanımı sergilemektedir (124, 133).

CAD/CAM zirkonya bloklar ise yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş olarak üretilmektedir. Sıkça kullanılan sinterlenmemiş bloklar ise Y-TZP tozunun preslenmesi ile üretilen bloklardır (135). Üretim aşamasında materyale herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadırlar. Hazırlanan bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşak olduklarından aşındırma işlemleri hızlı bir şekilde yapılabilir. Aşındırma safhasından sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur. Bu alt yapılar daha sonra üretici firma tarafından önerilen uygun bir veneer seramiği ile kaplanmaktadır (128).

Zirkonya materyali, seramikle kaplanacak bir altyapı malzemesi olarak kullanılabildiği gibi monolitik restorasyonların üretiminde de kullanılmaktadır. Tek renkli, tek tip bir materyal olarak mevcut olup gerektiğinde infiltrasyon ile boyanabilir (129). *Katana Zirconia ML, Kuraray*; dentinden mineye renk değişimini taklit etmek için üretilen polikromatik CAD/CAM bloklardır. Bu materyaller ayrıca translusent özelliği artırılarak da üretilmektedir (örneğin *Lava™ Plus HT Zirconia (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)*; *NexxZr T (Sagemax, Ivoclar Vivadent, ABD)* (132).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Alumina ilavesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında oluşan mikroçatlakların ilerlemesinin önüne geçilmektedir. İçeriğinin ağırlıkça %50'sinden fazlası zirkonya olan grup alumina ile güçlendirilmiş zirkonya, %50'sinden fazlası alumina olan grup zirkonya ile güçlendirilmiş aluminadır (85).

Bu bileşik materyallerin Y-TZP ile karşılaştırıldığında; düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı daha dirençli olmaları, daha yüksek kırılma dayanımına sahip olmaları, yorgunluk dirençlerinin Y-TZP'ye oranla 2 kat daha fazla olması avantajları arasında yer almaktadır (85).

Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina, yüksek dayanıklılığa, sertliğe ve abrazyon direncine sahip bir materyaldir ve günümüzde kalça protezi gibi biyomedikal implantlarda tercih edilirler (136).

2.6.1.3. Rezin Matriks Seramikler (Hibrit Seramikler)

Seramikler ve kompozitlerin avantajları ve dezavantajları arasındaki dengeyi sağlamak amacıyla rezin matriks içeren seramik materyaller geliştirilmiştir. Bu materyaller, kompozitlerin işlenebilirliği, düşük aşındırıcılığı ve onarım kolaylığı ile seramiklerin sağlamlığı, estetik özellikleri ve biyouyumluluğunu bir araya getirmeyi hedefler. Bu tür inovasyonlar, diş hekimliği alanında hastaların ihtiyaçlarına daha iyi yanıt vermek, estetik beklentileri karşılamak ve tedavilerin kalitesini artırmak için önemli adımlardır (137).

Rezin matriks seramikler; porselen, seramik, cam ve cam seramik içerebilen □ inorganik refrakter bileşiklerin baskın olduğu polimer matriksleridir. Rezin nanoseramikler, rezin matriks infiltre cam seramikler, rezin matriks infiltre zirkonya-silika seramikler olmak üzere kendi içlerinde üç grupta sınıflandırılırlar (85).

Geleneksel seramik terimi; “yüksek sıcaklıklarda (600°C/1,112°F ve üzeri) işlenmiş, preslenmiş, cilalanmış ya da kazınmış porselen, cam ve cam seramikler dahil olmak üzere metal veya rezin olmayan inorganik refrakter bileşikler” şeklinde tanımlanmıştır. 2013 yılında ADA Dental Prosedürler ve Adlandırma Yasası ile güncel seramik teriminin, “porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler de dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren preslenmiş, fırınlanmış, cilalanmış ya da kazınmış materyaller” şeklinde değiştirilmesiyle birlikte sınıflamaya rezin matriks seramikler de dahil edilmiştir. Ağırlıkça %50’den fazla refrakter inorganik bileşenlerden oluşan materyaller, daha az baskın olan organik fazı içerip içermediği dikkate alınmaksızın bu sınıfta bulunmaktadır (85).

Geleneksel seramiklerle kıyaslandığında elastisite modülünün dentine yakın olması, cam matriks veya polikristalin seramiklere göre daha kolay uyumlanabilmeleri ve kompozit rezin ile tamir edilebilmeleri gibi üstün özelliklere sahip olmalarıyla, üretici ve hekimin rezin-matriks seramiklere yönelimi artmıştır (85).

Rezin Nanoseramikler

Ağırlıkça %80 oranında nanoseramik partiküllerin meydana getirdiği rezin matriks yapıdan oluşur. Zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm çapında), silika nanopartikülleri (20 nm çapında) ve zirkonya-silika nano kümelerinin kombinasyonuyla doldurucu parçacıkların arasındaki boşluk azaltılmış olup materyalin daha yüksek nanoseramik içeriğe sahip olması sağlanmış olur (85).

Lava Ultimate (3M ESPE, Minnesota, ABD), %20 oranında organik matriks içerisinde %80 nano-seramik parçacıklarından oluşan materyaldir. İnorganik nano seramik kısmını silika, zirkonya partikülleri; organik rezin kısmını ise Bis-GMA, UDMA, bisfenol etoksilat, Bis-EMA ve TEGDMA oluşturur. 200 MPa bükülme dayanımına sahip olması ve esneyebilme yeteneklerinden dolayı kırılmaya ve çatlamaya karşı dayanıklı bir materyaldir. Bunun yanında özellikle implant üstü tek kronlarda, siman ile bağlantısının başarısız olduğu sonucuna varıldığını ifade eden bir araştırma mevcuttur (138).

Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya); inorganik kısmı silika ve baryum cam doldurucudan oluşan, organik kısım Bis-MEPP, UDMA, DMA'tan meydana gelen nanoseramik materyaldir. Küçük ve homojen dağılımlı partiküllere sahip olması, restorasyonların kenar uyumlarının iyi olmasıyla sonuçlanmaktadır. Bükülme dayanımları karşılaştırıldığında en yüksek değere sahip materyal olarak öne çıkmaktadır (139).

Aşınma dirençleri oldukça iyi olan rezin nano seramikler, karşıt dişte de az aşınmaya neden olur. Kolay freze edilebilir olmaları, uyumlanabilir ve yeniden cilalanabilirliği, renklenmelere karşı dayanıklılığı, ikinci kez fırınlamaya ihtiyaç duyulmaması rezin nanoseramiklerin avantajları arasında yer almaktadır. Yüksek bükülme dayanımına sahiptirler (140).

Rezin Matriks İnfiltr Cam Seramikler

Rezin matriks infiltr cam seramikler, çapraz bağlı polimerler (ağırlıkça %14, hacimce %25) üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ile ince feldspatik seramiklerden (ağırlıkça %86, hacimce %75) oluşan bir polimer infiltr seramik ağ yapısı (PICN) içermektedir. Böylece hem seramik hem de kompozitin avantajlarını içinde barındıran hibrit bir materyal elde edilmektedir. Abrasyon ve elastikiyet gibi mekanik özellikleri, dentin dokusuyla benzerlik göstermektedir. Seramik restorasyonlara kıyasla karşıt dişte daha az abrazyona neden olduğu bildirilmiştir (85).

Vita Enamic

Hibrit seramik olarak da isimlendirilen rezin matriks cam seramik CAD/CAM bloğu şeklinde üretilen Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)'in hibrit yapısı poröz bir seramik altyapı içine infiltr olan polimerin ışıkla sertleştirilmesi ile meydana getirilmiştir. Ağırlıkça %86 oranında feldspar seramikten, %14 oranında

polimerden meydana gelir (141). Vita Enamic, dentine benzer elastisite modülüne sahiptir. Kırılma dayanımları tam seramiklere kıyasla daha üstün ve üretimleri daha kolaydır (142).

Bloklar birkaç adımda üretilir; ilk olarak, seramik tozu sıkıştırılır, ardından gözenekli bir seramik ağ elde etmek için bir sinterleme işlemi yapılır. Daha sonra bu seramik alt yapıya bir bağlayıcı ajan uygulanır. Devamında bağlayıcı ajan uygulanmış gözenekli inorganik ağa bir monomer karışımı infiltre edilir ve bir polimer ağı oluşturmak için ısıyla indüklenen polimerizasyon uygulanır. Oluşan ağların her ikisi de bağlanma ajanı tarafından elde edilen kimyasal bağlar aracılığıyla birbirine bağlanır (124, 141).

2017 yılında VITA, restorasyonlarda doğal renk geçişini sağlamak için servikal bölgeden insizal bölgeye kadar altı ince renk geçişli katmana sahip bloklardan oluşan VITA Enamic multiColor'ın üretimine başlamıştır (85).

PICN materyalinin eğilme dayanımı, tek başına bir gözenekli seramik yapının (30 MPa'nın altında) ve polimerin (yaklaşık 135 MPa) değerlerinden önemli ölçüde daha yükseğe çıkararak yaklaşık 150-160 MPa değerine ulaşabilir. Elastik modül, sertlik ve kırılma tokluğu değerleri sırasıyla 30.14 GPa, 2.59 GPa ve 1.72 MPa olup, tüm değerlerin insan dentini ve minesi için elde edilen değerlere yakın olduğu bildirilmiştir (141).

Diğer hibrit seramik ve kompozitlere kıyasla en yüksek doldurucu içeriğine (ağırlıkça %73.1) sahip olan Vita Enamic, materyalin çok ince işlenebilmesiyle mevcut diş yapılarının korunabilmesine imkan tanır (139, 143). Materyal ağırlıklı olarak feldspatik seramikten oluştuğu için, feldspatik seramiklerin adeziv simantasyon protokolünün uygulanması gerekmektedir (144). Anterior ve posterior kronlar, inleyler, onleyler, parsiyel kronlar, veneerler ve implant destekli kronlar için endikedir. Bloklar (EM-14 ve EM-10) ve diskler (H12 ve H18) olarak bulunmaktadır. VITA Enamic HT ve T blokları 10 renk tonuna sahip geniş bir skala seçeneği ile sunmaktadır (145).



Şekil 10. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (146)

Rezin Matriks İnfiltrir Zirkonya-Silika Seramikler

Ağırlıkça farklı oranlarda seramik yüzdeleri içeren ve farklı organik matrikslerle de içeriği değiştirilebilen, silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA ve pigmentleri yapısında barındıran çeşitli varyasyonları olabilen seramik sınıfıdır. İnorganik içeriği ağırlıkça %60'tan fazladır. %85 ultra ince zirkonya silika seramik partiküllerinin (0.6 µm'lik sferik formda), bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA) ve TEGDMA polimer matriksine gömülü olduğu ve patentli bir üçlü başlatıcı sistemini içeren kompozit materyali de diğer bir örnek olarak gösterilebilir (85).

Bu grupta yer alan Shofu Block HC (Shofu, Kyoto, Japan), silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, silika, pigmentler gibi seramik ağırlık yüzdesindeki varyasyonların yanı sıra farklı organik matrisler içermektedir. İnorganik içeriği ağırlıkça %60'tan fazladır (85).

Başka bir örnek Paradigma MZ-100 Blokları (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD), bisGMA, TEGDMA ve patentli bir üçlü başlatıcı sisteminden oluşan bir polimer matris içine gömülmüş %85 ultra ince zirkonya-silika seramik parçacıklarından (küresel 0.6 µm) oluşan bileşiktir (85).

2.7. Onley Seramik Restorasyonların Simantasyonu

Kırılma direnci fazla olan tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan siman, restorasyon ile diş arasında tampon görevi görerek, okluzal kuvvetlere karşı restorasyonu destekler ve restorasyonun kırılma direncini artırır. Rezin simanlar, tam

seramik restorasyonların mine ve dentine simante edilmesinde kullanılan en uygun materyallerdir (147).

Geleneksel simanlar mekanik anlamda retansiyon sağlarken rezin simanlar kimyasal ve fiziko-kimyasal bağlantı sağladıklarından dolayı yüksek bağlanma, sıkışma, gerilme dayanımı, düşük çözünürlük ve yüksek elastik modülüne sahiptirler, ayrıca optik özelliklerinin optimal seviyede bulunması, çeşitli renk seçeneklerine sahip olması dolayısıyla da geleneksel simanlardan bu anlamda da üstündürler. Ancak; uygulama esnasında teknik hassasiyet gerektirmeleri, artık simanların temizlenme zorluğu ve yüksek maliyetli olmaları bu sistemlerin en önemli dezavantajlarıdır (148–151).

Günümüzde geleneksel simanların yüksek çözünürlüğe sahip olması ve diş dokularına yetersiz adezyonundan dolayı seramik esaslı restorasyonların simantasyonunda bağlantı ajanlarıyla birlikte rezin simanların kullanımı tercih edilmektedir. Ayrıca rezin simanların güçlü adezyonuna bağlı olarak daha konservatif preparasyonlar yapılmasına imkân sağlamaktadır (152, 153).

2.7.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Polimerizasyon mekanizmalarına göre rezin simanlar;

1. Kimyasal olarak polimerize olan simanlar
2. Işıkla polimerize olan simanlar
3. Hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan simanlar olarak sınıflandırılır (154).

2.7.1.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Kimyasal reaksiyonun başlatılması için, baz ve katalizör materyalin birbirine karıştırılması gerekir. Bu gruptaki simanlar metal destekli restorasyonlarda ve metal endodontik postlarda kullanılabilir (150, 155).

(Panavia 21 (Kuraray), Panavia F2.0 opak renk (Kuraray), C&B (BISCO)

2.7.1.2. Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Işık kaynağı ile aktive olur ve aktivasyonu başlatıcı foto başlatıcılar içerir. Işıkla polimerize olan rezin simanlarda ışığın tüm simana nüfuz edebilmesi ve foto başlatıcıları aktive etmesi önemlidir (155). Çalışma süresinin uzun olması ve renk stabilitesi, ışıkla

polimerize olan rezin simanların en önemli avantajlarıdır. Bu simanlar kalınlığı en fazla 1.5 mm olan cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonlarda kullanılabilir (156).

(RelyX Veneer Cement (3M ESPE), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus (Kerr), Choice 2 Veneer Cement (BISCO, Inc.))

2.7.1.3. Hem Işık Hem Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar

Hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan simanlar dual-cure siman olarak adlandırılır. Simanın polimerize olmasını sağlayan self-cure başlatıcılar mevcuttur. Ayrıca, bu grup simanların içinde bulunan foto başlatıcıların aktive edilebilmesi için mutlaka ışık uygulanmalıdır. Posterior bölgede seramik ve seramik benzeri materyallerden 2 mm ve daha fazla kalınlıktaki veya opak hazırlanan restorasyonların simantasyonunda kullanılır (157). (Panavia F2.0 (Kuraray), NX3 Nexus (Kerr), RelyX ARC (3M ESPE), Variolink II (Ivoclar), RelyX Unicem (3M ESPE), Maxcem (Kerr))



Şekil 11. Panavia V5 (Kuraray Noritake) (158)

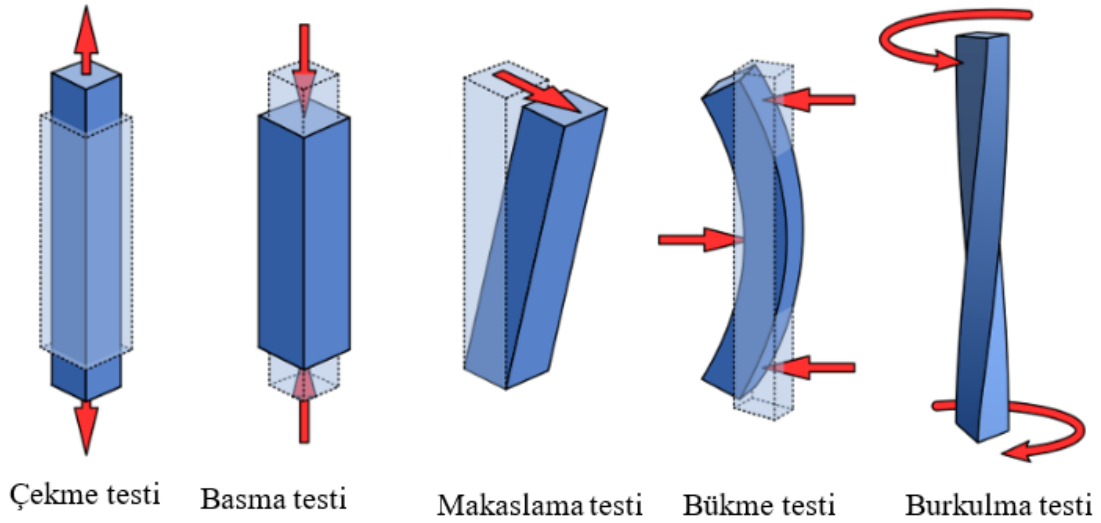
2.8. Protetik Materyallerin Mekanik Özelliklerini İnceleme Yöntemleri

Hızla gelişmekte olan adeziv dişhekimliğinde, kullanıma sunulan yeni bir ürünün klinik uygunluğunu değerlendirebilmek için yapılan in vivo testler uzun zaman gerektirirler. Aynı zamanda maliyeti yüksek ve standardizasyonu zor metotlardır. İn vitro testler, araştırmacılar için etkin ve çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve

sonuçları kıyaslanabilir olmaları sayesinde in vivo metotlara oranla daha fazla tercih sebebi olmuştur (159).

Dental restorasyonlar, ağız ortamında çeşitli etkenlere maruz kaldıklarından bu materyallerin mekanik ve kimyasal açıdan birtakım talepleri karşılamaları beklenir. Örneğin bazı restorasyon maddeleri ısırma kuvvetleri etkisi altında kırılmamalıdır, yük altında şekillerini koruyabilmelidir veya zamanla oluşan aşınma ve renk değişimi minimum seviyede kalmalıdır (159).

Restoratif materyallerin karakteristik özelliklerini ve klinik uygunluklarını test eden çok sayıda metot vardır (159). Bunlar arasında diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmakta olan mekanik testler, materyallerin yapısal özellikleri ve restorasyonun tasarım sonuçlarını incelemeye kullanılırlar. Test metotlarının isimlendirilmesi, test örneklerinde olan esas streslere göre yapılmıştır. Shear (makaslama), tensile (çekme), bending (bükme), torsion (torsiyon, burma), compressive (basma) test tasarımları kullanılmıştır (160).



Şekil 12. Protetik materyallerin mekanik özelliklerini incelemeye uygulanan testler (160)

2.8.1. Kırılma Dayanıklılığı

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, ağız ortamında farklı streslere maruz kaldıkları için dayanıklı materyallerden üretilmektedirler. Fonksiyon sırasında; gerilimler, eğilmeler, sıkışma ve makaslama gibi farklı kuvvetler oluşabilmektedir (161).

Basma testi ile tespit edilen kırılma dayanıklılığı, materyalin kırıldığı andaki gerilim miktarı olarak tanımlanabilir. Dental materyallerin dirençlerini en iyi ölçen testler kırılma testleridir. Kuvvet uygulanan bir nesnenin kırılma anındaki stres miktarı kırılma dayanımı olarak tanımlanır. Test esnasında oluşan strese bağlı olarak oluşan çatlak ilerler ve büyür. Test edilen materyalin bu çatlığa karşı gösterdiği dirence kırılma dayanımı denir (162).

Kırılma dayanımı; destekleyici altyapının elastisite modülüne, simantasyonda kullanılan ajanın özelliklerine, preparasyon tasarımına, yüzey pürüzlülüğüne, rezidüel stres varlığına ve restorasyon kalınlığına bağlıdır (163, 164).

2.8.2. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Materyallerin ağız içinde kullanılmaya başlaması ile materyaller fizyolojik fonksiyonlar, tekrarlayan ısı ve pH değişimine maruz kalır (165). Materyaller ile ilgili çalışmaların in vivo ortamda yapılmasının zor olması sebebiyle, laboratuvar koşullarında çeşitli yöntemler uygulanarak materyalin vereceği değişimi öngörmek mümkündür. Suda yaşlandırma, çiğneme döngüsü, termal döngü ve hızlandırılmış yaşlandırma gibi uygulamalar yapay yaşlandırma için kullanılan yöntemlerdendir (166, 167).

Termal döngü ağız içerisindeki ısı değişikliklerinin materyal üzerindeki yaşlandırma etkisini in vitro ortamda oluşturmak için uygulanır. Örneklerin sıralı olarak soğuk ve sıcak suya daldırılması prensibine dayanır. Sıcaklığı sırasıyla 5°C ve 55°C olan su banyolarında 10 000 devirin yaklaşık olarak 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık geldiği belirtilmiştir (165).

2.8.3. Kırık Yüzeylerin İncelenme Yöntemleri

Dişlerin morfolojik ve anatomik özelliklerini incelemek için farklı teknikler kullanılarak çok sayıda çalışma yapılmıştır. Kırılma dayanımı testlerinden sonra restorasyon yüzeyinin Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ya da stereomikroskop ile incelenmesi, adeziv siman ile seramik ara yüzeyindeki kopma tipinin belirlenmesine, restorasyon kırığının tamir edilebilirliğinin değerlendirilmesine yardımcı olur.

2.8.3.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri

Örnek üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansıması ve yansıyan sinyallerin algılanması ile SEM görüntüleri elde edilir. SEM ile diş yüzeyinin doğal kimyasal yapısı ve topografik özellikleri incelenebilmektedir (168). SEM analizleri,

görüntüyü büyütme seçeneklerinin fazla olması sayesinde yüzey özelliklerini iyi yansıtırlar. Yüzey mikro yapısını detaylı bir şekilde görüntüleyerek tanecik boyutu ve farklı kristalik fazları inceleyebilme olanağı sağlar (169).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu in vitro tez çalışmasında, farklı yöntemlerle üretilen restorasyon materyalleri kullanılarak, iki farklı preparasyon şekli ile hazırlanmış onley ve overlay restorasyonların kırılma dayanımları değerlendirildi.

Araştırmamızın etik kurul onayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2023/16 protokol numarası ile alındı.

Bu in vitro çalışmada; örneklerin hazırlanması ve diş preparasyonu Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniklerinde, dijital ölçü işlemi ve takibinde restorasyonların üretimi Set Dent Diş Protez laboratuvarında, simantasyon işlemi Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniklerinde, termal yaşlandırma işlemi Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Uygulama Araştırma Merkezinde ve kırılma dayanımı testi Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Mekanik Deneyler Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Araştırmamız Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje Kodu: TDH-2023-10939)

Tablo 1. Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri

Üretim Yöntemi	Materyal	Marka Adı	Üretici Firma	LOT No
Eksiltmeli Üretim	Hibrit seramik (PICN)	VITA Enamic	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	74760
Eksiltmeli Üretim	Feldspatik seramik	VITABLOCS Mark II	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	203940
Eklemeli Üretim	Hibrit seramik	VarseoSmile Crown Plus	BEGO, Bremen Almanya	600272

Tablo 2. Çalışmada kullanılan diğer materyaller

Materyal	Marka Adı	Üretici Firma	LOT No
Otopolimerizan soğuk akrilik	IMICRYL SC	IMICRYL Konya, Türkiye	B476
Hidroflorik asit jel	BISCO Porcelain Etchant %9.5 HF	BISCO, Chicago, ABD	2300112453
Fosforik asit jel	PANAVIA V5 K-ETCHANT Syringe	Kuraray, Okayama, Japonya	750266
Restorasyon iç yüzeyine uygulanan primer	CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER PLUS	Kuraray, Okayama, Japonya	210107
Diş yüzeyine uygulanan primer	PANAVIA™ V5 Tooth Primer	Kuraray, Okayama, Japonya	1P0146
Adeziv rezin siman	Panavia V5	Kuraray, Okayama, Japonya	810057

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada periodontal sebeple çekilmiş 48 adet, okluzal boyutları birbirine benzer (± 1 mm) sağlam ve çürüksüz alt çene büyük azı dişleri kullanıldı. Endodontik tedavi görmüş, çatlak veya restorasyonu bulunan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Dişlerin toplanmasının ardından diş yüzeyinde bulunan kan ve yumuşak doku artıkları akan su altında temizlendi, el aletleri ile diş taşı temizliği yapıldı ve dişler 25°C'de %0.05'lik timol solüsyonunda muhafaza edildi.

Tüm dişlerin boyutları bukkal-lingual ve mesial-distal yönlerde dijital kumpas (Stainless Hardened) ile ölçüldü. Ortalama boyutlar, bukkal-lingual 10.2 (± 0.5) mm, mezial-distal 11.3 (± 0.5) mm olarak hesaplandı. Dişler rastgele örnekler içeren 6 gruba ayrıldı (n=8).

Dişler, dış çapı 55 mm ve kalınlığı 3 mm olan silindir şeklindeki paslanmaz çelik boru içinde, mine-sement sınırından 1 mm apikalde olacak şekilde, otopolimerizan soğuk akrilik rezin (Imicryl, Konya Türkiye) içine yerleştirildi (Resim 3-4).



Resim 3. Örneklerin hazırlanması için silindir şeklinde üretilen paslanmaz çelik boru



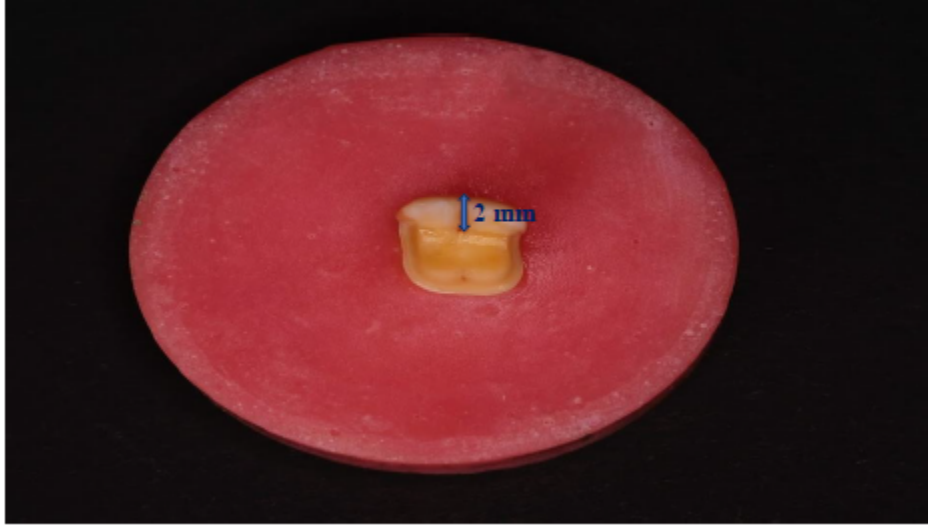
Resim 4. Dişlerin akrilik rezin içine gömülmesi

3.2. Diş Preparasyonlarının Yapılması

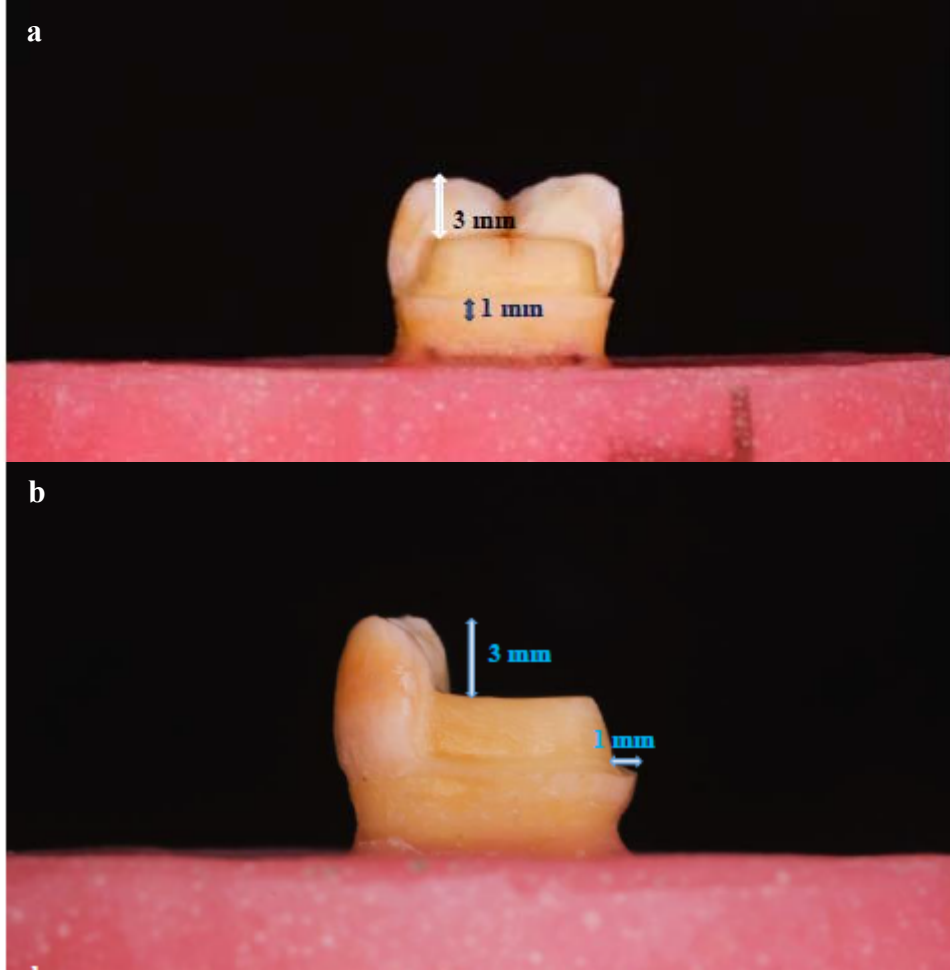
Diş preparasyonları, standardizasyonu sağlamak amacıyla aynı diş hekimi tarafından 2 farklı preparasyon dizaynı olacak şekilde yapıldı. Kavite preparasyonları aeratör yardımıyla (KaVo Smart Torque, KaVo Dental AG, Kloten, Almanya) su soğutması altında elmas frezler ile yapıldı.

Birinci preparasyon tipindeki örnekler için, fonksiyonel tüberkülün bukkolingual genişliğinin 2 mm'si korunacak şekilde santral fossa boyunca meziodistal olarak uzanan ve fonksiyonel olmayan tüberkülün tamamen ve yatay olarak azaltılması sağlanarak okluzal preparasyon yapıldı. Fonksiyonel tüberkül tepesinden itibaren 3 mm'lik aksiyel redüksiyon yapılarak pulpal derinlik sağlayacak şekilde onley preparasyonu gerçekleştirildi. Tüm preparasyon açıları yuvarlatıldı ve yüzeyler pürüzsüzleştirildi. Korunan tüberkülün bukkal-lingual genişliği dijital kumpas (Stainless Hardened) ile doğrulandı. Kalan diş dokusunun

preparasyon ölçümleri de periodontal sond ile kontrol edildi. Fonksiyonel olmayan tüberkülü çevreleyip korunan tüberkülün sınırları hizasına gelecek şekilde mine-sement birleşim hattının (CEJ) 1 mm üzerinde ve 1 mm genişliğinde shoulder marjin tipinde basamak preparasyonu yapıldı. Standardize edilmiş diş preparasyonları ile, minimum okluzal kalınlığı 2.0 mm ve minimum aksiyel kalınlığı 1.0-1.5 mm olan onley restorasyon üretimine olanak sağladı (Resim 5-6).

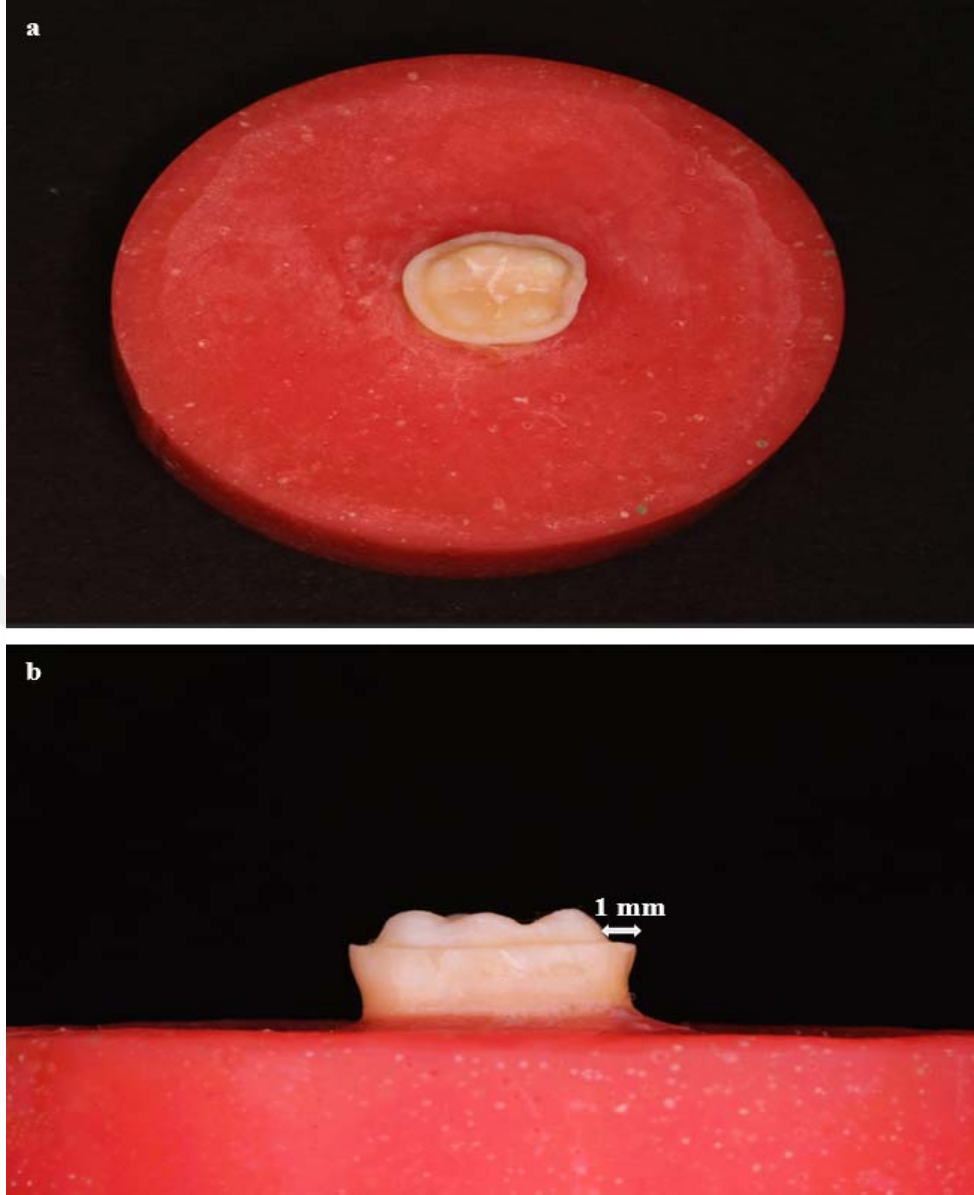


Resim 5. Onley restorasyonlar için hazırlanan kavite preparasyonu okluzal görünüm



Resim 6. Onley preparasyonu. **(a)** Lingualden görünüm. **(b)** Mezialden görünüm.

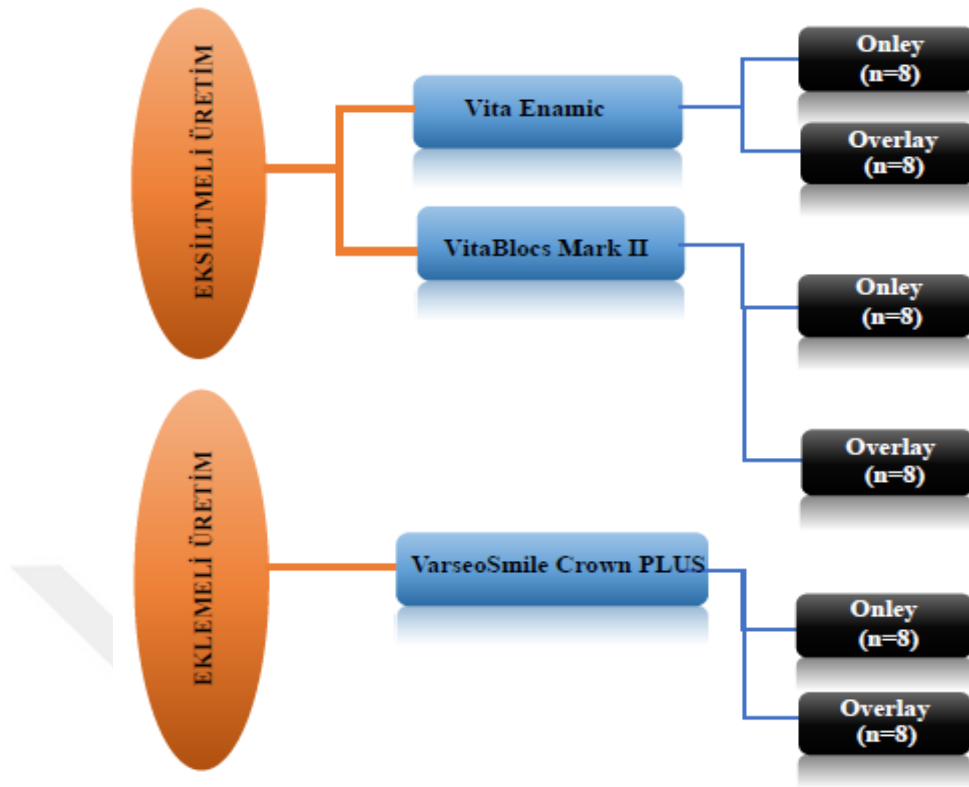
İkinci preparasyon tipindeki örneklerde, okluzal anatomi korunarak tüm okluzal yüzeyden 1.5-2 mm derinliğinde redüksiyon ve 1 mm basamak genişliği içeren overlay preparasyonu şeklinde yapıldı. Basamak tipi shoulder marjin olarak belirlendi. Tüm yüzeyler ve iç preparasyon açıları yuvarlatıldı. Redüksiyon miktarı periodontal sond ile ölçülerek doğrulandı (Resim 7).



Resim 7. Overlay restorasyonlar için hazırlanan kavite preparasyonu.(a) Okluzalden görünüm. (b) Bukkalden görünüm.

3.3. Dijital Ölçü İşlemi, Restorasyonların Dizaynı ve Üretimi

Çalışmada kullanılan materyaller ve restorasyonların üretim yöntemleri aşağıdaki şekilde belirtilmiştir (Şekil 13).



Şekil 13. Çalışma grupları şeması

VitaBlocs Mark II, VarseoSmile Crown Plus ve Vita Enamic materyaller ile restore edilecek örneklerin taranması amacıyla Proxima L100 (İstanbul, Türkiye) laboratuvar tarayıcısı kullanıldı. Taranacak tüm dişler görüntü artefaktlarının oluşmasını engelleyen ışık yansıtıcı özel pudra (Dr. MAT CAD/CAM Scan Spray White) ile diş yüzeyinde ince bir tabaka oluşacak şekilde pudralandı. Pudralama işleminin ardından diş yüzeyleri Proxima L100 tarayıcısı yardımıyla tüm yönlerden tarandı, elde edilen veriler bilgisayar ortamında birleştirilerek prepare edilen dişlerin görüntüleri oluşturuldu (Resim 8-9).

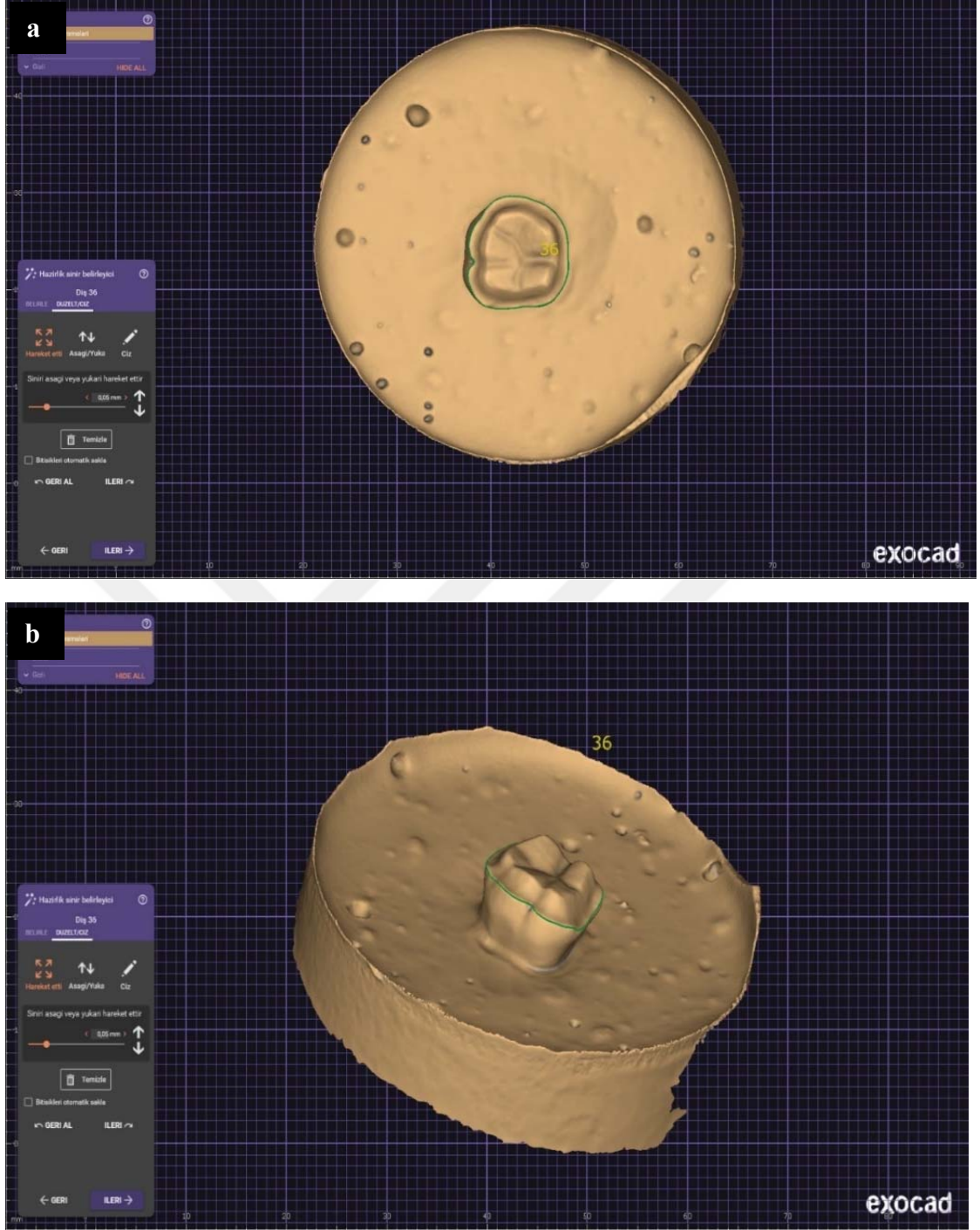
Tüm restorasyonların tasarımı ExoCAD (Exocad Dental CAD 2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) yazılımı kullanılarak yapıldı. Örneklerin okluzal form ve anatomisinin belirlenmesinde veri tabanında bulunan alt birinci ve ikinci molar diş anatomileri esas alındı. Okluzal yüzey formunda standardizasyonun sağlanabilmesi açısından yazılımın öngördüğü form bozulmadan pozisyonlandırma araçlarıyla uyumlandırma işlemi yapıldı. Overlay restorasyonlarda kullanılan materyal kalınlığı standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla 1.5 mm ila 2 mm arasında değişecek şekilde tasarlandı (Resim 10-12).



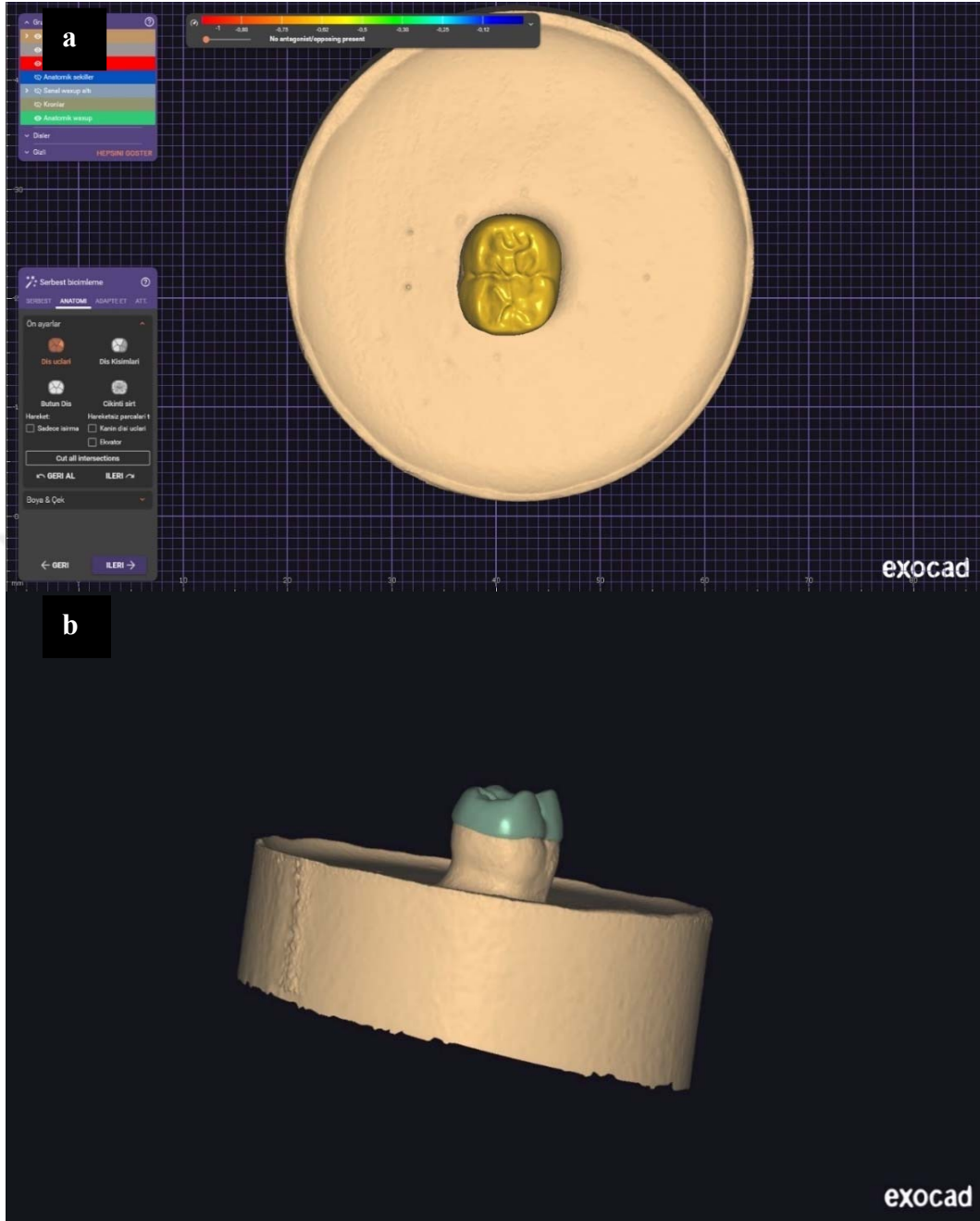
Resim 8. Restore edilecek olan örnek dişin yüzeylerinin pudralandıktan sonra taranması



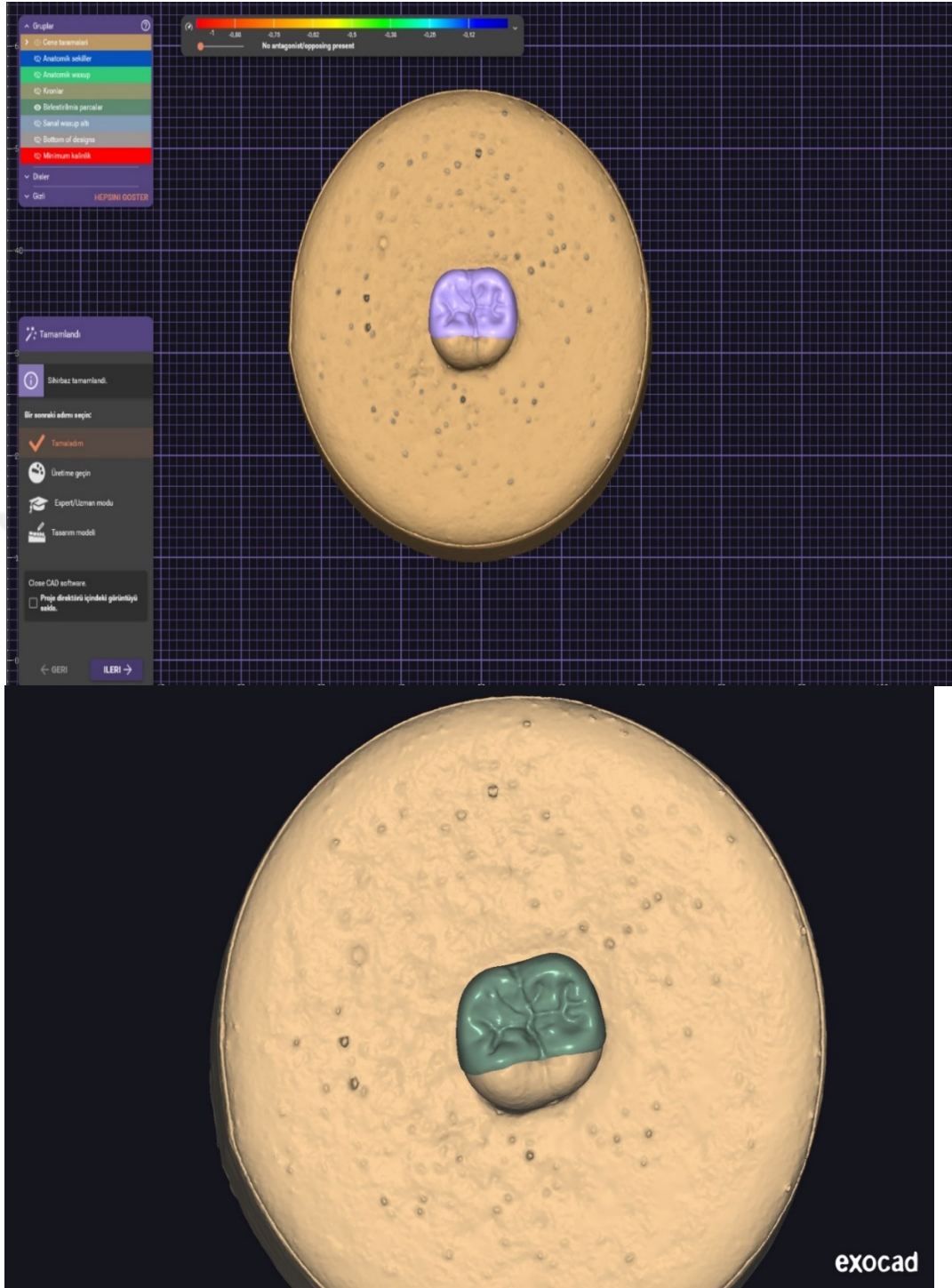
Resim 9. Dijital görüntünün elde edilmesi



Resim 10. ExoCAD (Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany) yazılımı kullanımı. **(a)** Overlay preparasyonu yapılmış örnek dişin dijital görüntüsü. **(b)** Yapılan düzenlemeler ve marjin sınırlarının çizilmesi.

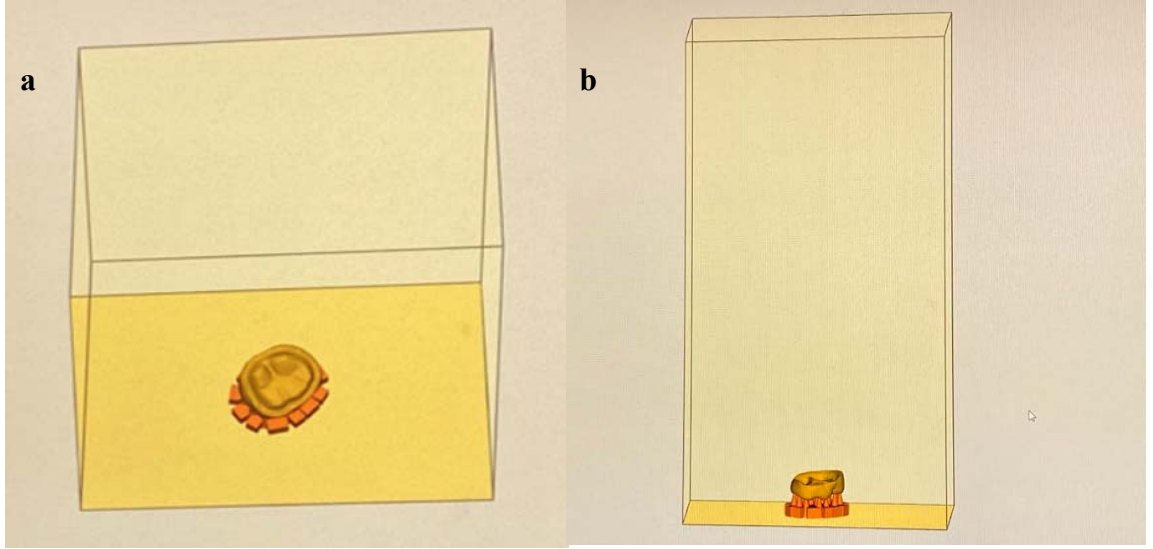


Resim 11. ExoCAD programı kullanılarak yapılan overlay restorasyon tasarım örneği. **(a)** Okluzalden görünüm. **(b)** Distalden görünüm.



Resim 12. ExoCAD programı kullanılarak yapılan onley restorasyon tasarım örneği

VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Almanya) restorasyonların üretimi için oluşturulan tasarım ExoCAD yazılımı ile gerçekleştirildikten sonra üç boyutlu (3B) yazıcıyla bağlantılı olan Bego Cam Creator (BEGO, Almanya) programına aktarıldı. Sonrasında tabla üzerinde örnek dizaynı tamamlanarak üretime geçildi (Resim 13).

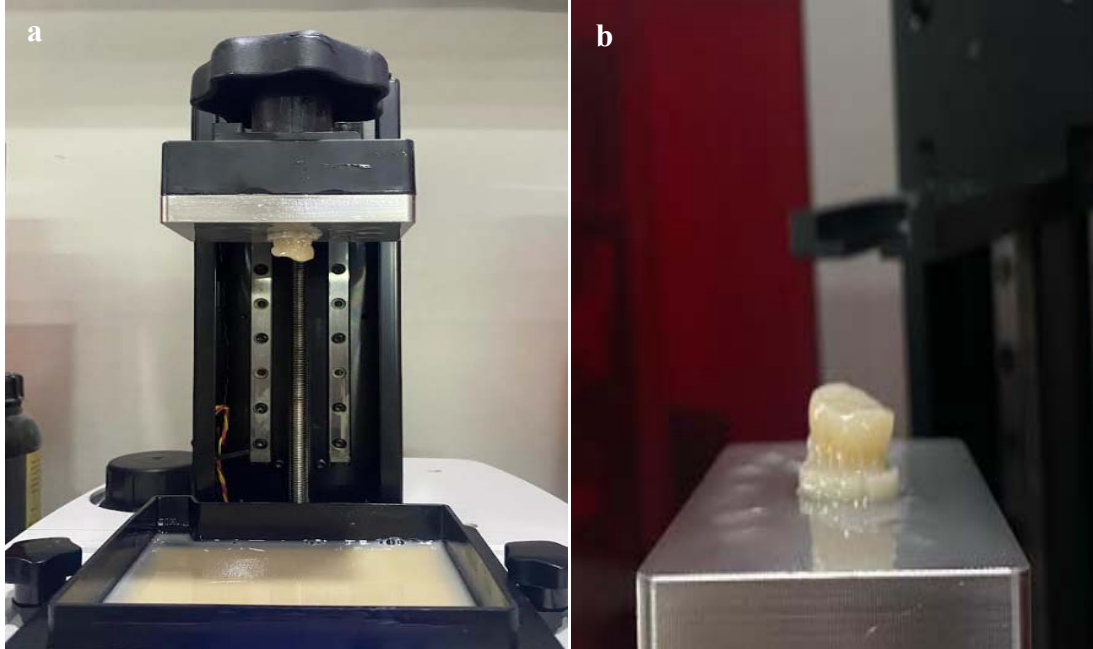


Resim 13. Bego Cam Creator (BEGO, Almanya) programı kullanımı. **(a)** Overlay preparasyonu yapılmış örnek dişin görüntüsü. **(b)** Tablaya yerleştirilen üretime hazır restorasyon örneğinin dizaynı.

Varseo Smile Crown reçinesinden 3B yazıcı (Varseo XS, BEGO, Almanya) kullanılarak restorasyonlar üretildi. Üretilen örnekler izopropil alkol içeren banyoda (Twin Tornado MEDIFIVE, İstanbul Türkiye) temizlendi. Örnekler temizlendikten sonra basınçlı hava ile kurutuldu. Destek yapılar disk frezler yardımıyla uzaklaştırıldıktan sonra örnekler 110 μm boyutuna sahip %96'lık alüminyum oksit (Korox, BEGO, Almanya) ile kumlandı. Elmas frezlerle şekillendirme işlemi tamamlandı ve kütleme aşamasına geçildi. Restorasyon yüzeyine ince bir tabaka halinde sürülerek fırınlama gerektirmeden ışıkla polimerize olan glaze sistemi Optiglaze Color (GC, Tokyo, Japonya) kullanıldı. NextDent LC-3D Print Box (Barselona, İspanya) cihazı kullanılarak ışıkla polimerizasyonları gerçekleştirilen polisajlı restorasyonlar simantasyona hazır hale getirildi (Resim 14-16).



Resim 14. Üretimde kullanılan 3B yazıcı (Varseo XS, BEGO, Almanya)



Resim 15. VarseoSmile Crown reçinesinden restorasyon üretimi. **(a)** VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Almanya) reçinesi. **(b)** Reçineden üretilen overlay örneği.

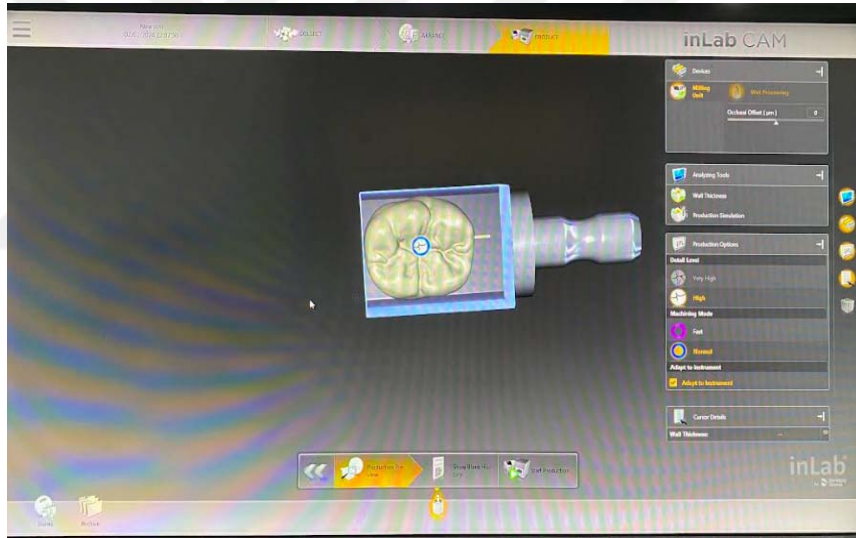


Resim 16. Kullanılan glaze seti ve polimerizasyon ünitesi **(a)** Optiglaze Color (GC, Tokyo, Japonya) glaze seti. **(b)** NextDent LC-3D Print Box (Barselona, İspanya) cihazı.

VitaBlocs Mark □ ve Vita Enamic restorasyonların üretimi için inLab CAM SW (Dentsply Sirona, Almanya) yazılımı kullanıldı. Restorasyonlar CEREC MC XL (Sirona, Bensheim, Almanya) kullanılarak bloklardan freze edildi. Üretilen Vita Enamic ve VitaBlocs Mark II restorasyonlara mekanik cila ile polisaj işlemleri uygulandı (Resim 17-21).



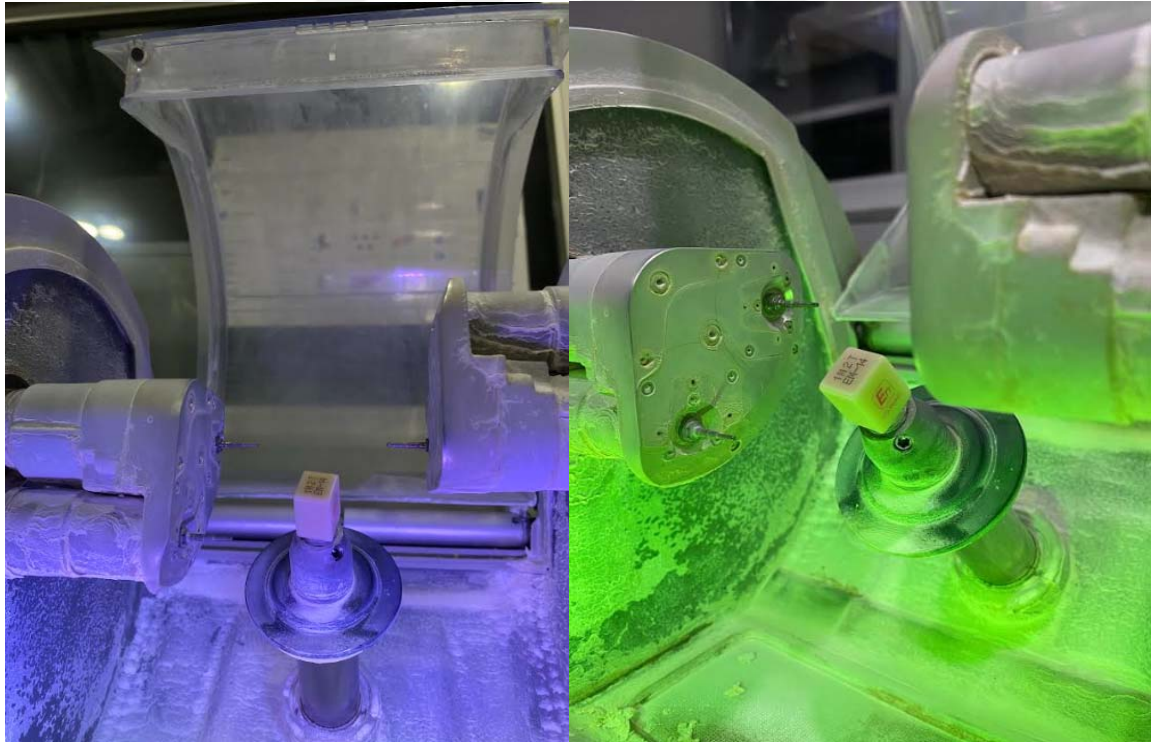
Resim 17. Vita Enamic ve VitaBlocs Mark II blok örnekleri



Resim 18. inLab CAM (Sirona, Bensheim, Almanya) yazılımının kullanılması ve restorasyon üretimine hazır hale getirilmesi



Resim 19. Restorasyonların üretiminde kullanılan CEREC inLab MC XL cihazı (Sirona, Bensheim, Almanya)



Resim 20. Vita Enamic ve VitaBlocs Mark II blokların frezelenmesi işlemi



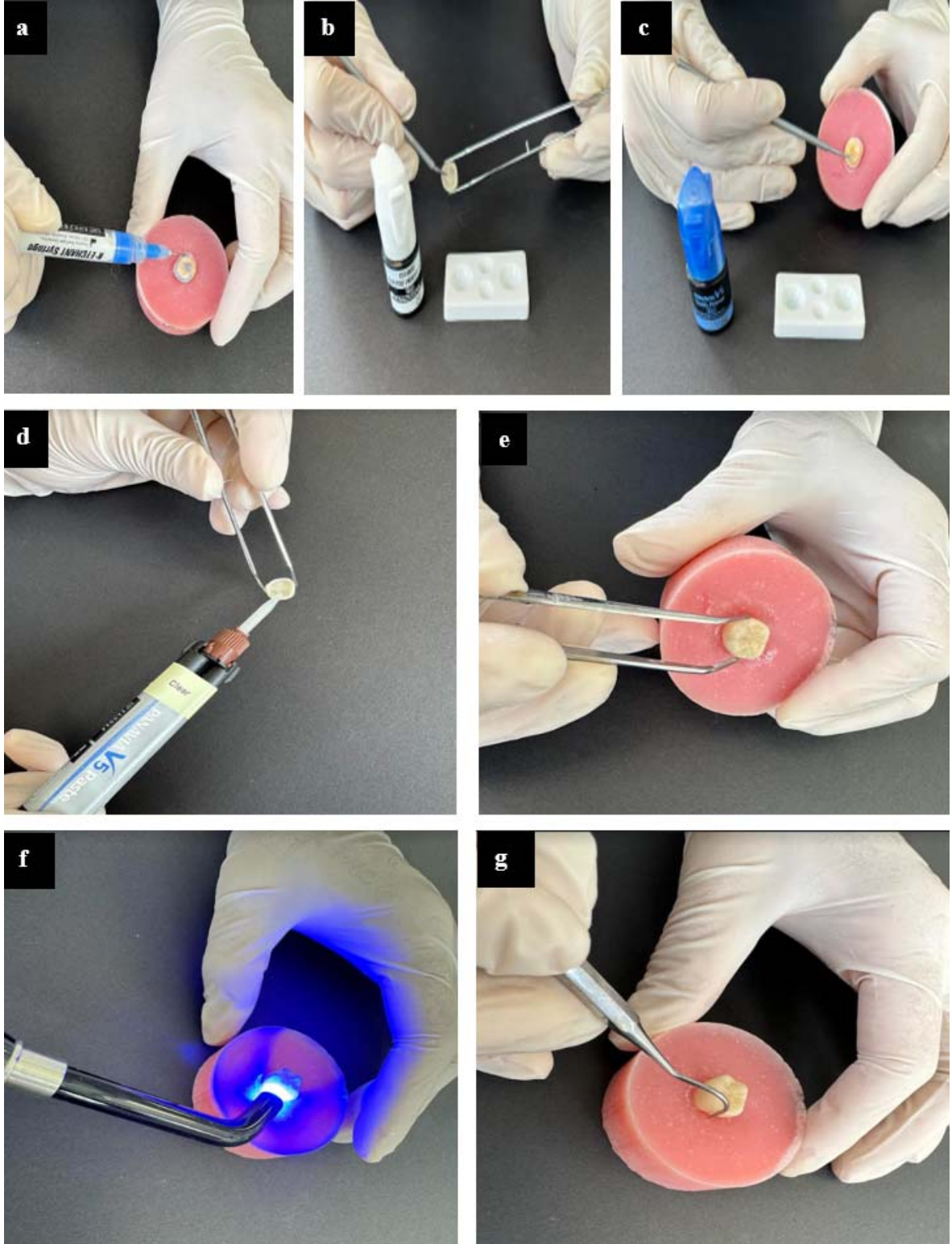
Resim 21. Üretimi tamamlanan Vita Enamic ve VitaBlocs Mark II restorasyon örnekleri.
(a) Vita Enamic onley. (b) VitaBlocs Mark II overlay.

3.4. Simantasyon Öncesi Restorasyonların Simante Edilmesi

Üretimi tamamlanan restorasyonların iç yüzeyleri %9.5'lik hidroflorik asit jel (BISCO, ABD) ile 60 sn boyunca pürüzlendirildi, ardından asit jel hava-su spreyi yardımı ile yıkanarak uzaklaştırıldı ve pürüzlendirilmiş yüzey hava ile kurutuldu. Prepare edilmiş diş yüzeyleri de %35'lik fosforik asit (K-ETCHANT Syringe, Kuraray Noritake) ile 30 saniye süreyle pürüzlendirildi, yıkandı ve kurutuldu. Asit ile pürüzlendirme işleminin ardından restorasyon iç yüzeylerine primer (CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER PLUS) uygulandı ve kurutuldu. Asitlenen diş yüzeylerine primer (PANAVIA™ V5 Tooth Primer) uygulandı, 20 saniye bekleme süresinin ardından hava ile kurutuldu. Hazırlanan restorasyonların simantasyonu hem kimyasal hem ışıkla polimerize (dual-cure) olan adeziv rezin siman (PANAVIA™ V5, Kuraray Noritake) kullanılarak gerçekleştirildi. Restorasyon diş üzerine yerleştirildikten sonra okluzal, lingual ve bukkal yüzeylerden 5'er saniye ışık uygulamasının ardından fazla siman artıkları sond ile uzaklaştırıldı. Daha sonrasında okluzal, lingual ve bukkal yüzeylerden 20'şer saniye süre ile toplam 60 saniye daha led cihazı (WOODPECKER, Çin) ile polimerize edildi. Adeziv simantasyon işlemini takiben, restorasyon kenarları abraziv parlatma lastikleri kullanılarak parlatıldı (Resim 22-24).



Resim 22. Simantasyon için kullanılan adeziv rezin siman seti



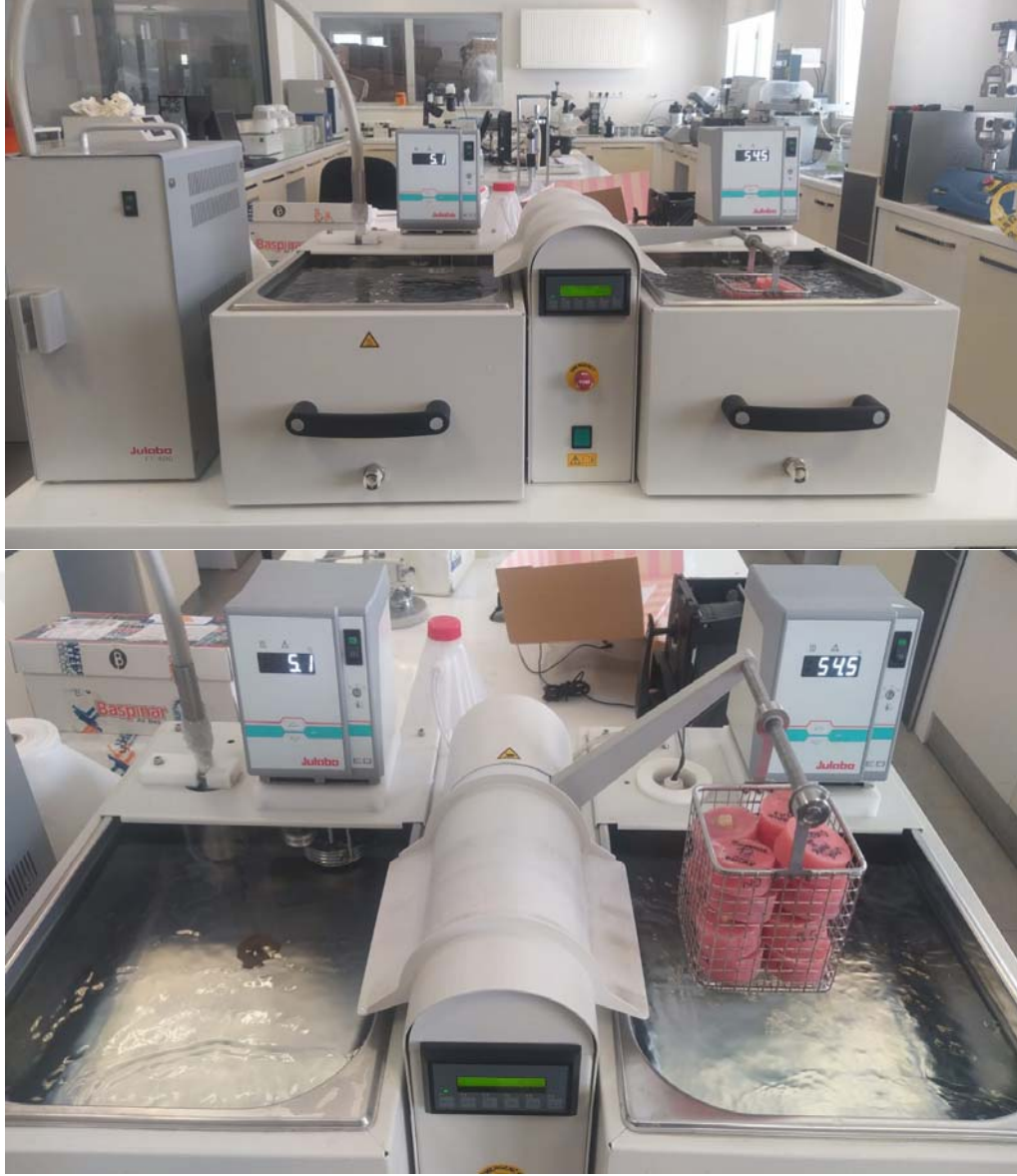
Resim 23. Simantasyon prosedürü. **(a)** Diş yüzeyinin asitlenmesi. **(b)** Restorasyon iç yüzeyine primer uygulanması. **(c)** Diş yüzeyine primer uygulanması. **(d)** Restorasyon iç yüzeyine rezin siman uygulanması. **(e)** Restorasyonun diş yüzeyine yerleştirilmesi. **(f)** Led ışık ile polimerizasyon. **(g)** Siman fazlasının sond ile uzaklaştırılması.



Resim 24. Simantasyon prosedürü tamamlanan restorasyon örnekleri

3.5. Termal Yaşlandırma İşlemi

Hazırlanan örnekler polimerizasyon işleminin tamamlanması için 24 saat distile su içerisinde oda sıcaklığında bekletildi. Termal siklus işlemleri, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Hazırlanan tüm restorasyonlara, Scotti ve ark. (170), Kassotakis ve ark. (171), Dere ve ark. (172)'nin yaptıkları çalışmalara benzer şekilde 5°C ile 55°C arasında ısı farkı bulunan ve banyolar arasında 10 sn bekleme süresi ayarlanmış olan cihazda 3300 devir termal siklus (Julabo FT 400, Seelbach, Almanya) uygulandı (Resim 25).



Resim 25. Örnekler termal siklus uygulanması

3.6. Kırılma Dayanımı Testi

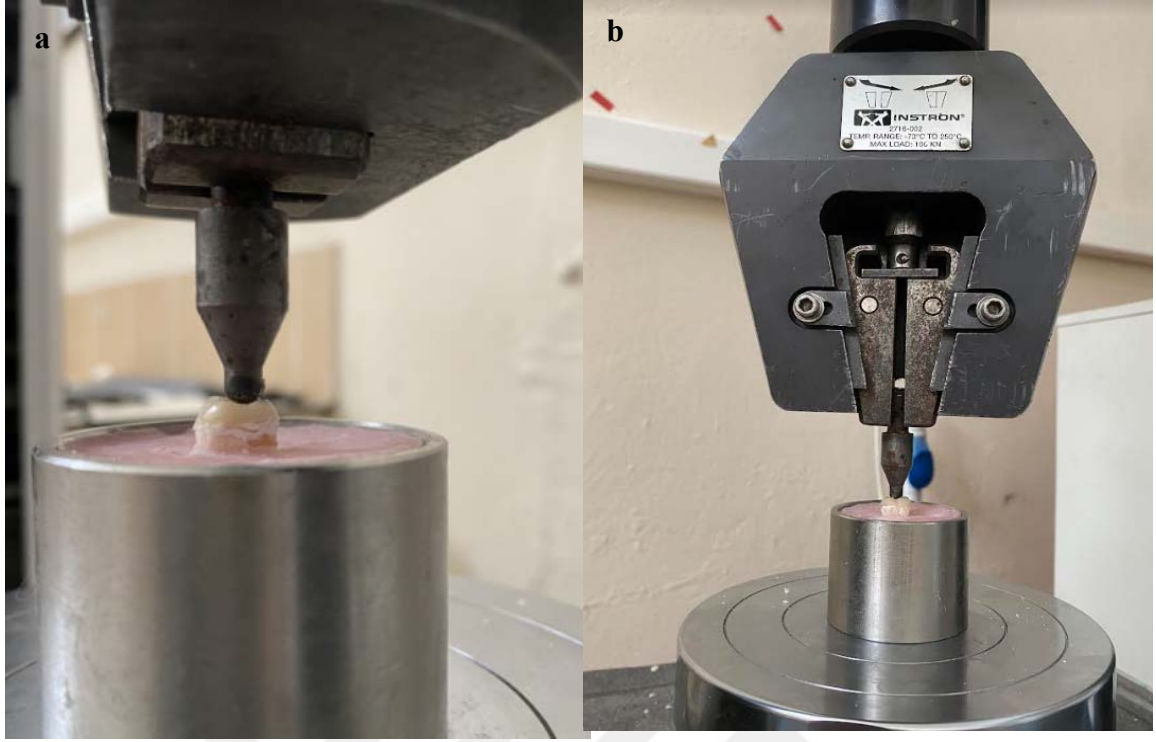
Restore edilen dişlerin kırılma dayanımları Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'ndaki Instron 3382 (Massachusetts, ABD) universal test cihazı kullanılarak tespit edildi. Örneklerin sabitlenmesi amacı ile metal bir kavrama düzeneği kullanılarak örneklerin yükleme sırasında hareketlenmesi engellendi. Mesafenin ayarlanması ve her numunede aynı noktadan yük uygulanmasını sağlamak amacı ile çapı 5 mm olan paslanmaz çelikten küresel bir uç dizayn edildi. Kullanılan metal küresel uç, test cihazının üst bölümüne sabitlendi ve örneklerin tamamının kırılması için kullanıldı.

Örnekler ise cihazın alt tablasında, kırma ucu tam santral fossaya denk gelecek ve yer düzlemine dik olacak şekilde sabitlendi (Resim 26).

Okluzal yükleme işlemi sırasında kuvvet, çapı 5 mm küresel kırıcı uç ile 0,5 mm/dk hızla restore edilen dişlerin santral fossa bölgesinden 90° açı ile uygulandı ve restorasyon kırılana kadar okluzal kuvvet uygulanmasına devam edildi. Örneklerin kırıldığı andaki yükleme kuvvetleri, cihaz tarafından (N) cinsinden kaydedildi ve bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 27).



Resim 26. Kullanılan universal test cihazı



Resim 27. Okluzal yükleme işlemi. **(a)** Tasarlanan ve üretilen küresel kırıcı uç. **(b)** Restorasyonlara santral fossadan dik bir şekilde kuvvet uygulanması.

3.7. Kırılan Restorasyon Yüzeylerinin Stereomikroskop İle İncelenmesi

Kırılma dayanımı testi sonrasında restorasyonların kırık yüzeyleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Orman Mühendisliği'ndeki Leica MZ 9.5 (Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) stereomikroskop kullanılarak analiz edildi (Resim 28).

Kırık tipleri; Fonseca ve ark. (173), Yıldız ve ark. (174), Egbert ve ark. (175) tarafından yapılan çalışmalara benzer şekilde dört tip kırık şeklinde sınıflandırıldı:

Tip I: Yalnızca restorasyon kırığı,

Tip II: Restorasyon ve mine kırığı,

Tip III: Restorasyon, mine ve dentin kırığı,

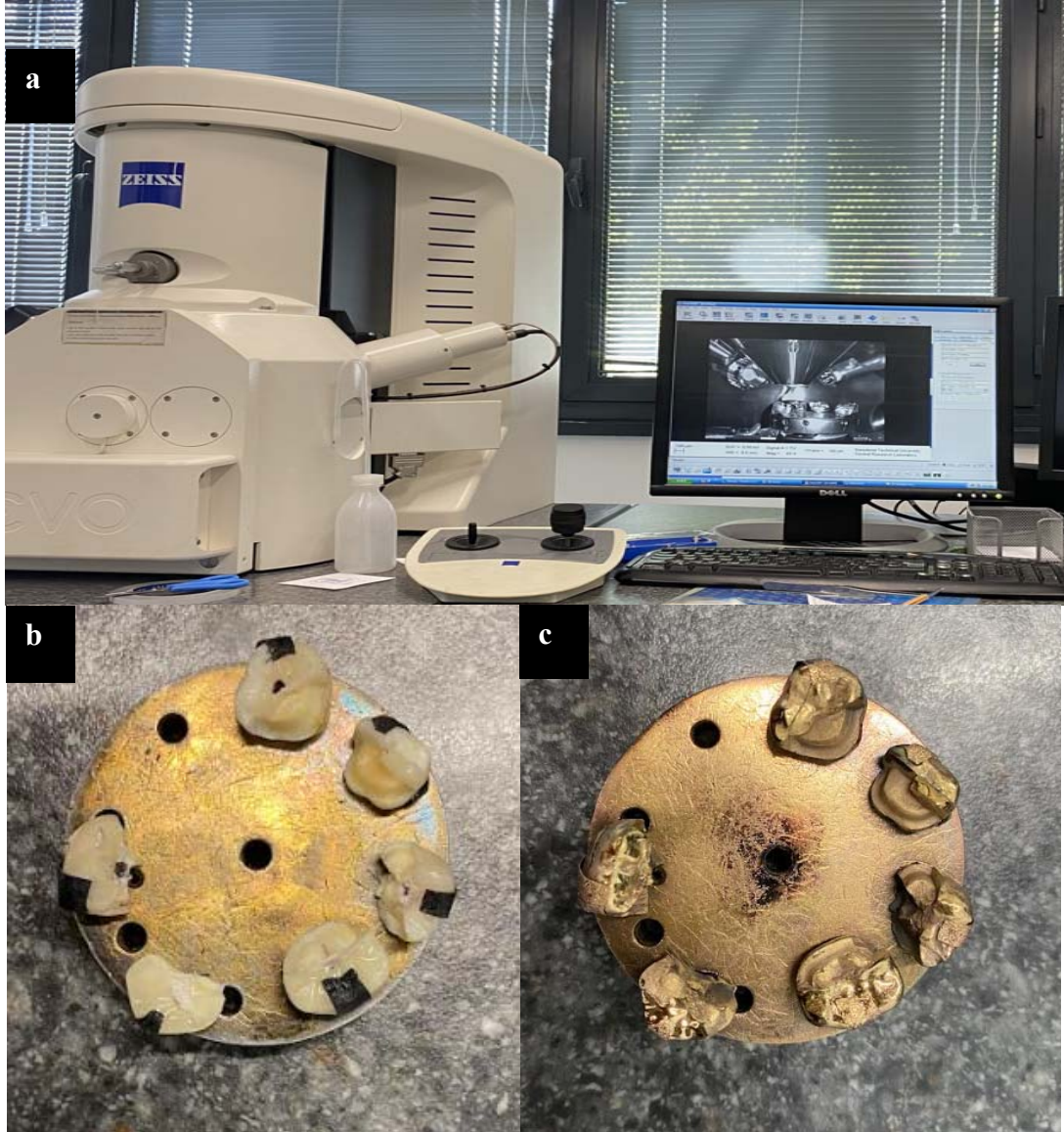
Tip IV: Kron kök kırığı.



Resim 28. Kullanılan stereomikroskop

3.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Her restorasyon grubundan rastgele birer örnek seçildi ve kırık yüzeylerin detaylı görünümünü için SEM ile analiz edildi. SEM görüntüleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan ZEISS EVO LS 10 (Oberkochen, Almanya) taramalı elektron mikroskobu ile elde edildi. SEM analizi için numuneler, çift taraflı bir yapışkan bantla bir alüminyum metal platforma sabitlendi. Örnekler altın-palladyumla kaplandı ve 10-30 kV ivme voltajında yaklaşık 50x, 100x büyütmelerde incelendi (Resim 29).



Resim 29. SEM analizi. (a) Kullanılan SEM cihazı. (b) Örneklerin bant yardımıyla alüminyum metal platforma sabitlenmesi. (c) Örnek yüzeylerinin altın-palladyum ile kaplanması.

3.9. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizlerde IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25.0 (Armonk, NY: IBM Corp.) programı kullanıldı. Tanımlayıcı veriler ortalama ve standart sapma değerleri olarak verildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Veriler normal dağılıma uygun olduğu için gruplar arasındaki karşılaştırmalarda iki yönlü ANOVA testi ve Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında iki farklı preparasyon tasarımı ile üç farklı restoratif materyal kullanılarak; Vita Enamic (VEN), VarseoSmile Crown Plus (VSC) ve VITABLOCS Mark II (VBM) ile onley ve overlay restorasyonlar üretildi. Restorasyonlar termal yaşlandırmaya tabii tutulduktan sonra kırma testi uygulanarak örneklerin kırılma dayanımları kaydedildi. Kırık tiplerinin belirlenmesi için kırık yüzeyleri mikroskop altında incelendi. Son olarak her gruptan bir adet örnek büyütme olarak elektron mikroskopu altında incelendi.

4.1. Kırılma Dayanımı Testine Ait Bulgular

Tüm onley ve overlay restorasyon gruplarının Newton (N) cinsinden kırılma dayanımlarının ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 3'te gösterildi.

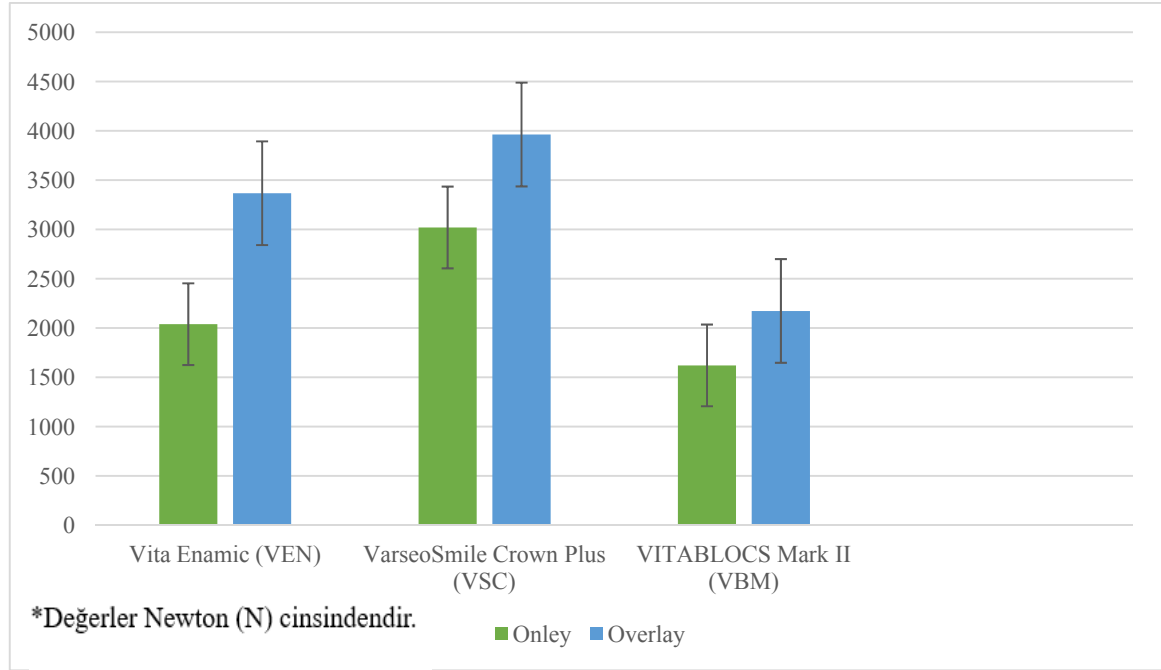
Tablo 3. Onley ve overlay restorasyonların kırılma dayanımı değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri (N)

Materyaller	Onley Restorasyonlar	Overlay Restorasyonlar
	Ort $\pm$ S.S	Ort $\pm$ S.S
VITA Enamic (VEN)	2039.2025 $\pm$ 95.30306 ^{Aa}	3367.3988 $\pm$ 119.17675 ^{Ab}
VarseoSmile Crown Plus (VSC)	3019.9438 $\pm$ 162.96234 ^{Ba}	3962.7900 $\pm$ 176.03437 ^{Bb}
VITABLOCS Mark II (VBM)	1621.1550 $\pm$ 78.27352 ^{Ca}	2173.3613 $\pm$ 195.24271 ^{Cb}

Aynı sütundaki farklı büyük harfler materyaller arasındaki farklılığı ifade etmektedir ($p<0.05$).

Aynı satırdaki farklı küçük harfler preparasyonlar arasındaki farklılığı ifade etmektedir ($p<0.05$).

Tüm gruplar arasında en yüksek kırılma dayanımı ortalama değeri VSC Overlay grubunda görülürken, en düşük kırılma dayanımı değerleri VBM Onley grubunda görüldü. Onley ve overlay restorasyon grupları arasında en yüksek kırılma dayanımı ortalama değerlerinin VSC gruplarında olduğu görüldü (Tablo 3).



Şekil 14. Gruplar arasında kırılma dayanımlarının ortalama değerlerinin karşılaştırıldığı sütun grafiği

Farklı materyaller ve preparasyon tiplerinin kırılma dayanımı değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği ANOVA bulguları Tablo 4'te gösterildi.

Tablo 4. Farklı materyal türleri ve preparasyon tiplerinin kırılma dayanımı değerleri üzerindeki etkisinin iki yönlü ANOVA testi bulguları

Değişim Kaynağı	Serbestlik derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	P
Materyal	2	20330323.4	10165161.69	487.627	,000
Preparasyon tipi	1	10627644.7	10627644.67	509.813	,000
Materyal*Preparasyon	2	1204339.616	602169.808	28.886	,000
Hata	42	875539.375	20846.176		
Toplam	48	382260569	---		

($p < 0.05$)

F: faktörlerin dağılımı

sd: Serbestlik derecesi

$R^2 = ,973$ (Düzeltilmiş $R^2 = ,970$)

İki yönlü ANOVA'ya göre, kullanılan materyal, preparasyon tipi, materyal ve preparasyon tipi arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı etkileşim bulundu ($p < 0.05$).

Kullanılan farklı materyallerin kırılma dayanımı değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Farklı preparasyon tiplerinin kırılma dayanımı değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Tablo 5. Onley ve overlay restorasyon gruplarının ikili karşılaştırmaları

P	(I) M	(J) M	Ortalama farkı (I-J)	Standart hata	P(a)	95% Güven aralığı (a)	
						Alt Sınır	Üst Sınır
Onley	VEN	VSC	-980.741*	72.191	,000	-1126.429	-835.054
		VBM	418.048*	72.191	,000	272.360	563.735
	VSC	VEN	980.741*	72.191	,000	835.054	1126.429
		VBM	1398.789*	72.191	,000	1253.101	1544.476
	VBM	VEN	-418.048*	72.191	,000	-563.735	-272.360
		VSC	-1398.789*	72.191	,000	-1544.476	-1253.101
Overlay	VEN	VSC	-595.391*	72.191	,000	-741.079	-449.704
		VBM	1194.038*	72.191	,000	1048.350	1339.725
	VSC	VEN	595.391*	72.191	,000	449.704	741.079
		VBM	1789.429*	72.191	,000	1643.741	1935.116
	VBM	VEN	-1194.038*	72.191	,000	-1339.725	-1048.350
		VSC	-1789.429*	72.191	,000	-1935.116	-1643.741

Onley preparasyonu yapılan grupların kırılma dayanımı değerlerinin istatistiksel analizine göre VEN materyali ile VSC materyali arasında, VEN materyali ile VBM materyali arasında ve VSC ile VBM materyali arasındaki ikili karşılaştırmalarda anlamlı farklılık görüldü ($p<0.05$).

Overlay preparasyonu yapılan grupların kırılma dayanımı değerlerinin istatistiksel sonuçlarına göre VEN materyali ile VSC materyali arasında, VEN materyali ile VBM materyali arasında ve VSC ile VBM materyali arasındaki ikili karşılaştırmalarda anlamlı farklılık görüldü ($p<0.05$) (Tablo 5) .

Tablo 6. Materyallerin preparasyon tiplerine göre gruplar arası ikili karşılaştırmaları

M	(I) P	(J) P	Ortalama farkı (I-J)	Standart hata	P(a)	95% Güven aralığı (a)	
						Alt Sınır	Üst Sınır
VEN	Onley	Overlay	-1328,196*	72,191	,000	-1473,884	-1182,509
	Overlay	Onley	1328,196*	72,191	,000	1182,509	1473,884
VSC	Onley	Overlay	-942,846*	72,191	,000	-1088,534	-797,159
	Overlay	Onley	942,846*	72,191	,000	797,159	1088,534
VBM	Onley	Overlay	-552,206*	72,191	,000	-697,894	-406,519
	Overlay	Onley	552,206*	72,191	,000	406,519	697,894

VEN, VSC ve VBM materyallerinin kırılma dayanımı değerlerinin istatistiksel sonuçlarına göre onley ve overlay preparasyon tiplerinin grupları arasındaki ikili karşılaştırmalarda anlamlı farklılık görüldü ($p<0.05$).

4.2. Kırık Tipi Analizi Bulguları

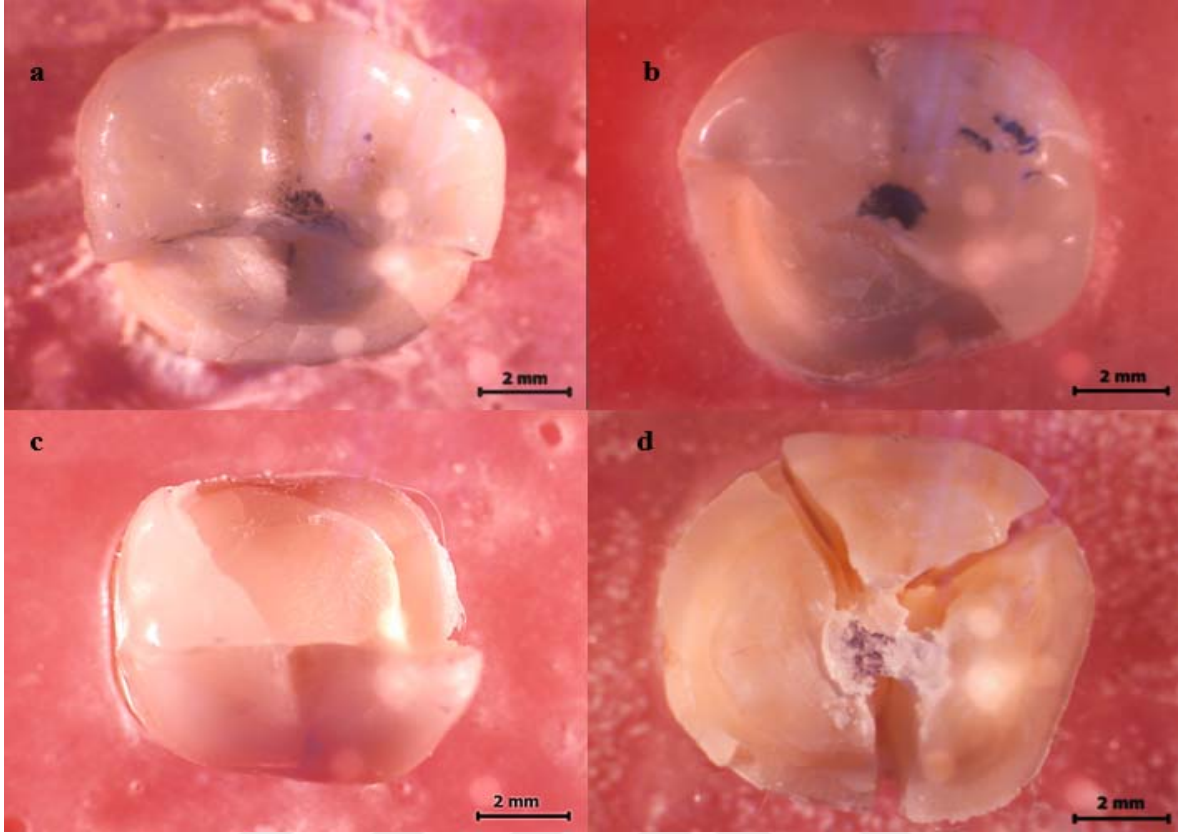
Kırılma dayanımı testi sonrasında onley ve overlay restorasyonlarda meydana gelen kırık yüzeyler stereomikroskop ile incelendi. Gözlemlenen kırık tipleri :

Tip I: Yalnızca restorasyon kırığı,

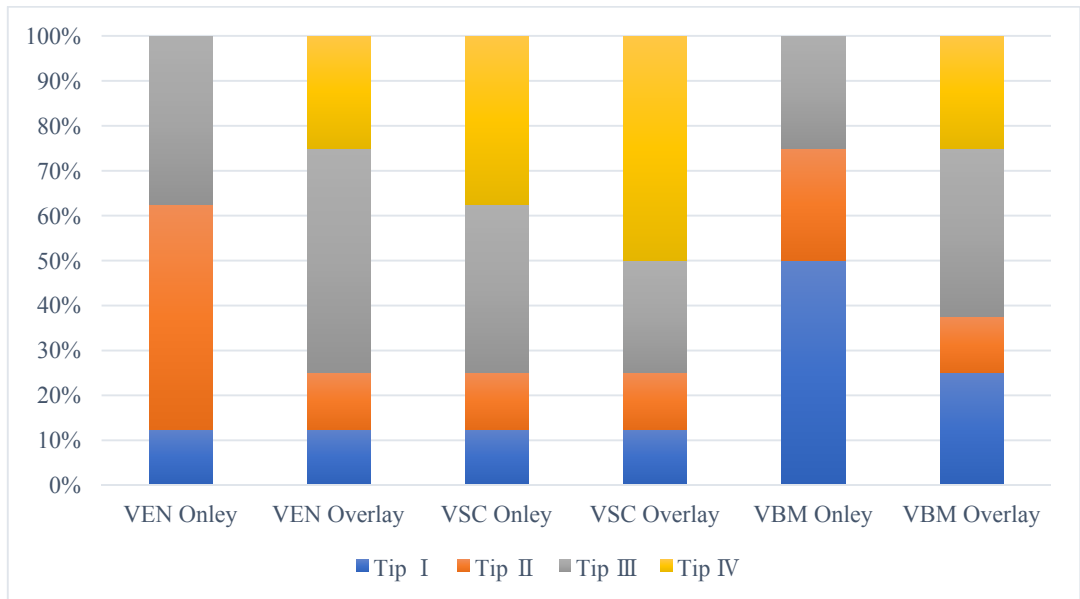
Tip II: Restorasyon ve mine kırığı,

Tip III: Restorasyon, mine ve dentin kırığı,

Tip IV: Kron kök kırığı şeklinde gruplandırıldı (Resim 30).

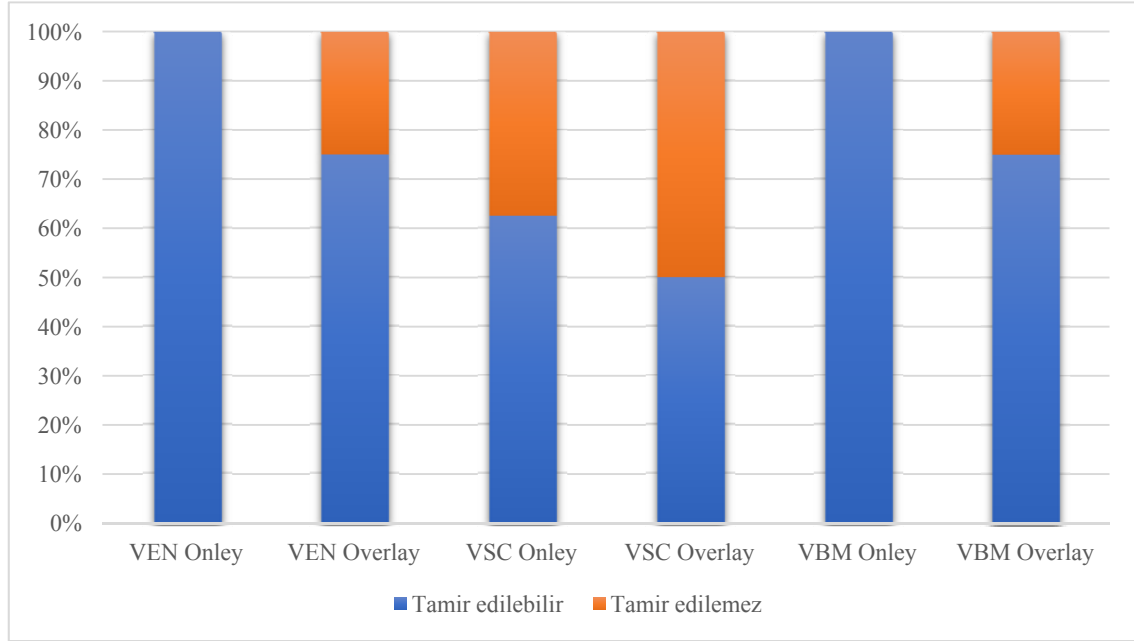


Resim 30. Kırık restorasyon ve diş yüzeylerinin stereomikroskop ile 0,8x büyütmede incelenmesi. **(a)** VitaBlocs Mark II overlay restorasyonda görülen Tip I kırık örneği. **(b)** Vita Enamic onley restorasyonda görülen Tip II kırık örneği. **(c)** VitaBlocs Mark II onley restorasyonda görülen Tip III kırık örneği. **(d)** VarseoSmile Crown overlay restorasyonda görülen Tip IV kırık örneği.



Şekil 15. Onley ve overlay restorasyon gruplarında meydana gelen kırık tiplerinin grafiksel gösterimi

Restorasyon gruplarında görülen Tip I, Tip II, Tip III kırıklar tamir edilebilir; Tip IV kırıklar tamir edilemez (katastrofik) olarak sınıflandırıldı (Şekil 16).



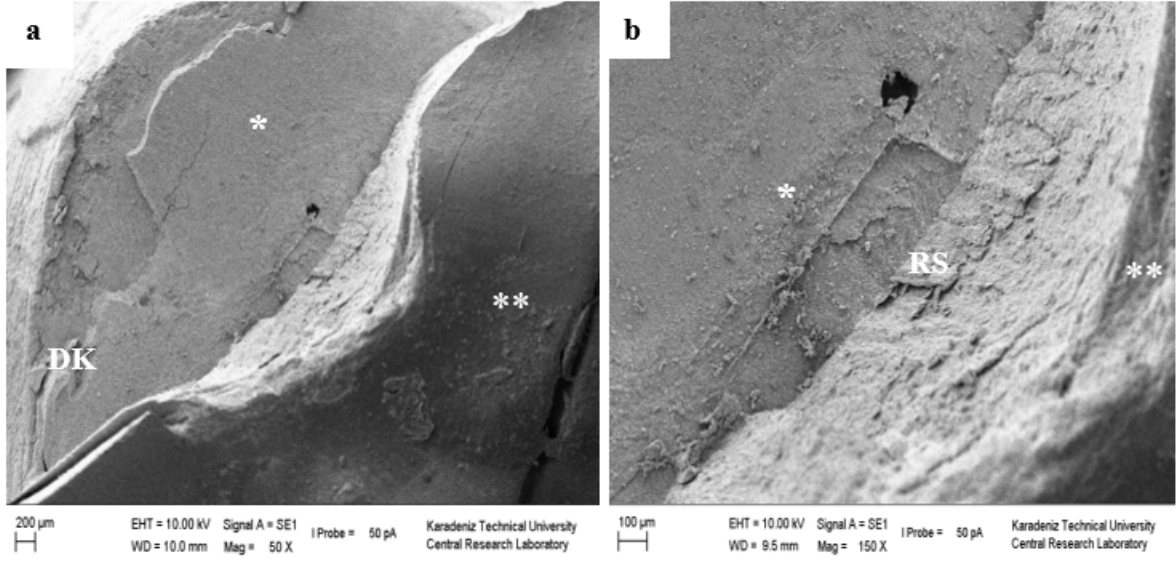
Şekil 16. Restorasyon gruplarında görülen kırıkların tamir edilebilirlik oranlarının yüzdesel gösterimi

VEN ve VBM onley gruplarındaki tüm kırıklar tamir edilebilir tipte olduğu gözlemlendi. En fazla katastrofik kırık, VSC restorasyon gruplarında görüldü.

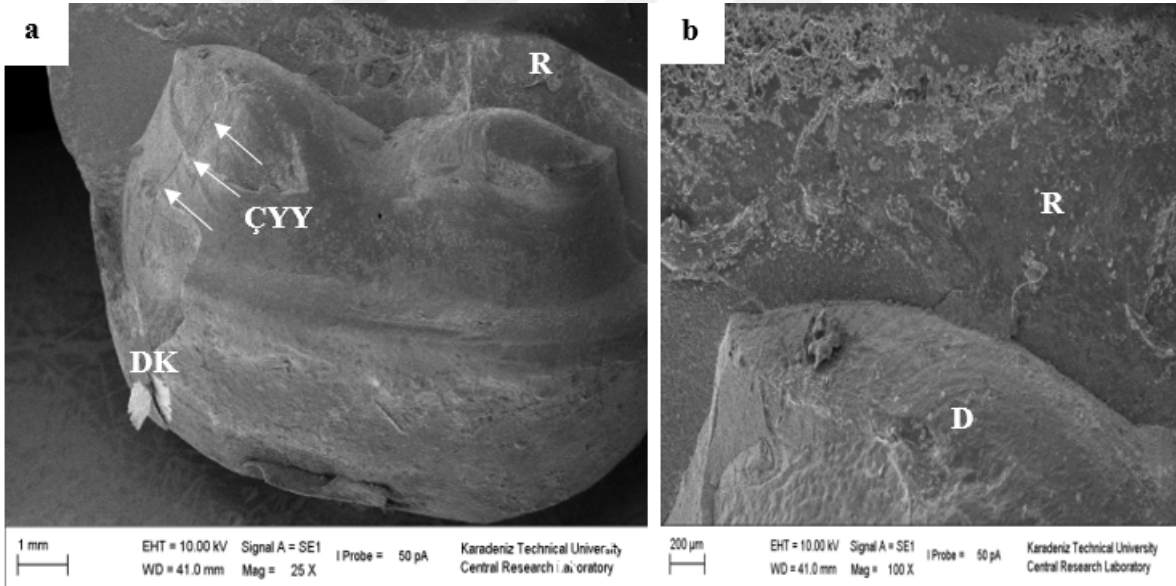
4.3. SEM Analizi Bulguları

Restorasyonların kırık yüzeylerinin morfolojik analizleri için her gruptan bir örnek seçilerek SEM görüntüleri elde edildi (Resim 31-36).

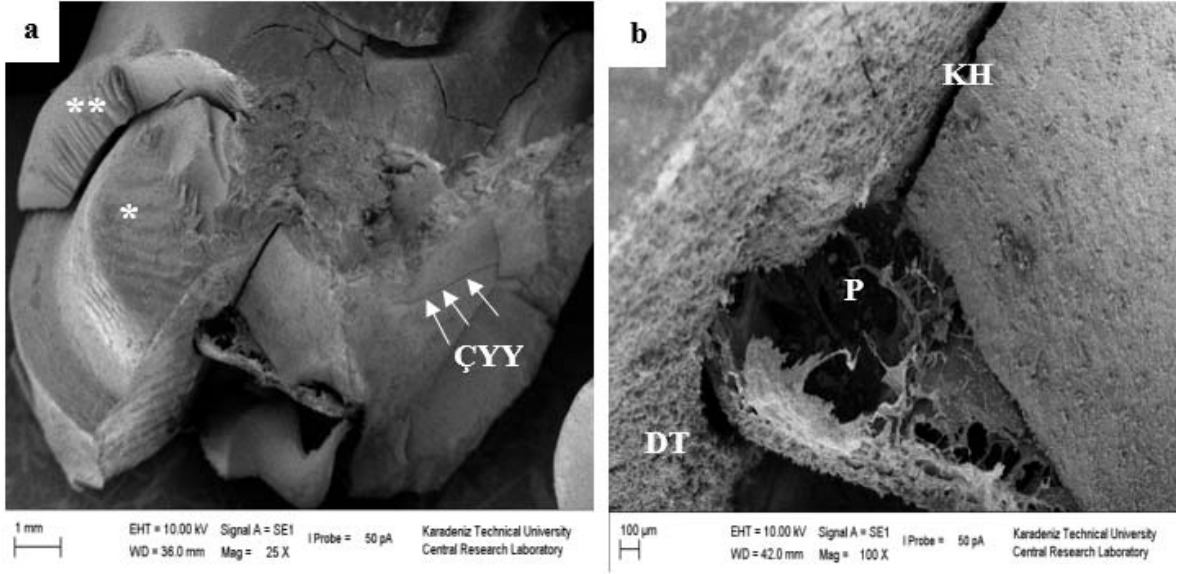
SEM ile görüntülenen örneklerde kırılma yönü, okluzal yüzeyde yükleme alanından başlayıp koronal-apikal yönde yayılım göstermiştir. VEN Onley ve VBM Onley gruplarındaki örneklerde çatlak ve kırık hatları; pulpaya doğru yayılım göstermemiş olup restorasyon, mine ve dentin düzeyinde yayılımla sınırlı kalmıştır. VSC Overlay grubundaki örnekte kırık hatları belirgin şekilde pulpayı da içine alarak köke doğru yayılım göstermiştir.



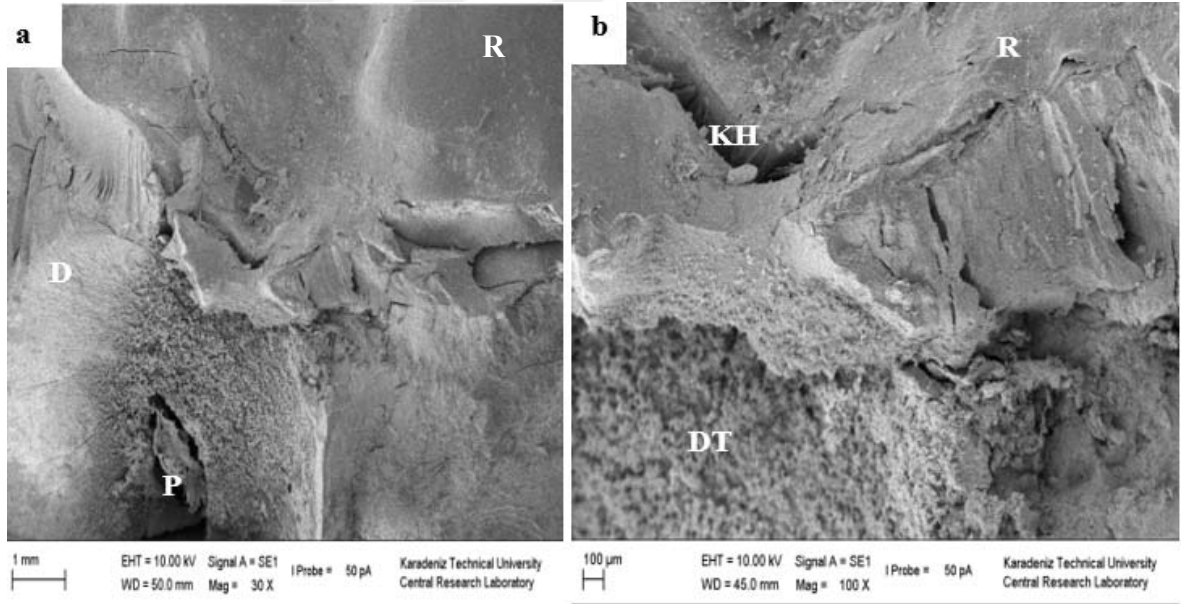
Resim 31. VEN onley örneği. (a) 50x büyütme. (b) 150x büyütme. (*: okluzal yüzey. **: restorasyon yüzeyi. DK: dentin kırığı. RS: rezin siman.)



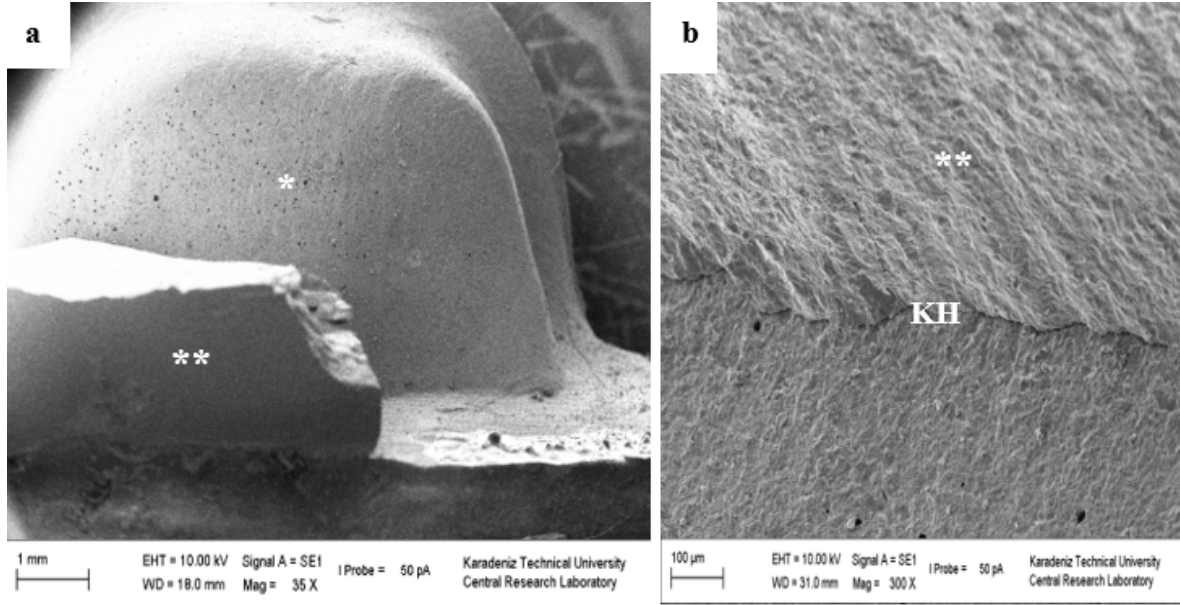
Resim 32. VEN overlay örneği. (a) 25x büyütme. (b) 100x büyütme. (ÇYY: çatlak yayılma yönü, beyaz oklar çatlak yayılma yönünü göstermektedir. D: dentin. DK: dentin kırığı. R: restorasyon.)



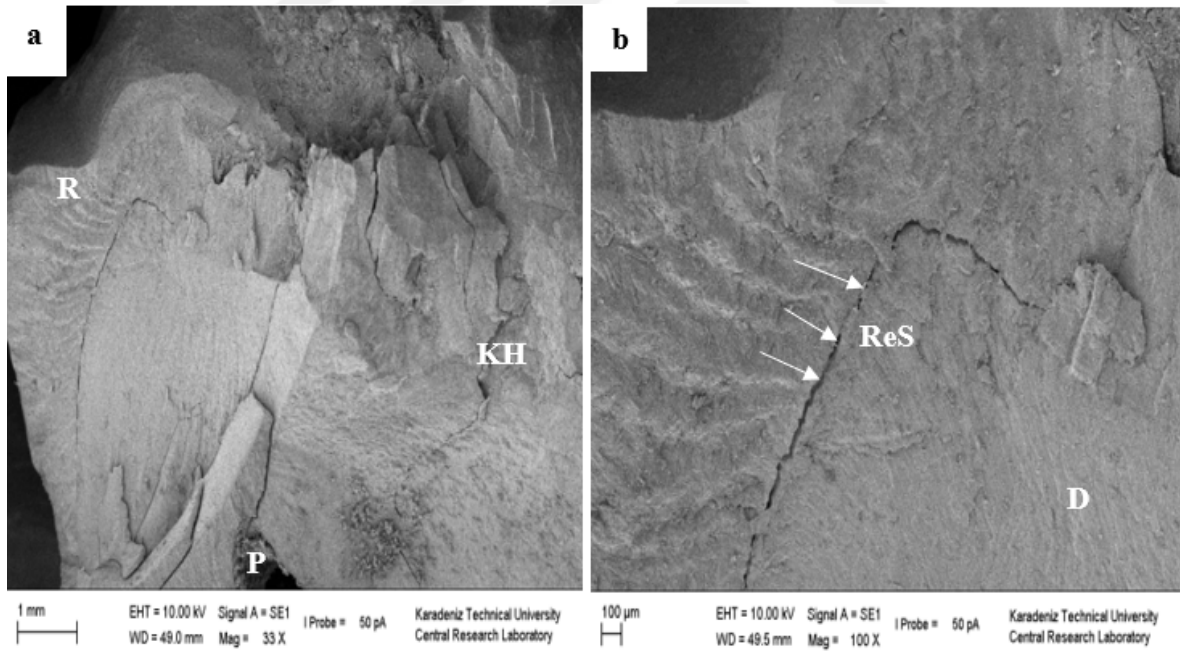
Resim 33. VSC onley örneği. (a) 25x büyütme. (b) 100x büyütme. (*: okluzal yüzey, **: restorasyon yüzeyi. ÇYY: çatlak yayılma yönü, beyaz oklar çatlak yayılma yönünü göstermektedir. DT: dentin tübülleri. KH: kırık hattı. P: pulpa.)



Resim 34. VSC overlay örneği. (a) 30x büyütme. (b) 100x büyütme. (D: dentin. DT: dentin tübülleri. KH: kırık hattı. P: pulpa. R: restorasyon.)



Resim 35. VBM onley örneği. **(a)** 35x büyütme. **(b)** 300x büyütme. (*: okluzal yüzey. **: restorasyon yüzeyi. KH: kırık hattı.)



Resim 36. VBM overlay örneği. **(a)** 33x büyütme. **(b)** 100x büyütme. (D: dentin. KH: kırık hattı. P: pulpa. R: restorasyon. ReS: restorasyon sınırı, beyaz oklar restorasyon dentin birleşim hattını göstermektedir.)

5. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışmada iki farklı kavite preparasyonu uygulanmış ve farklı üretim teknikleri ile onley ve overlay restorasyonlar üretilmiştir. Hazırlanan restorasyonlar termal yaşlandırma işlemine tabii tutulduktan sonra universal test cihazı ile kırılma dayanımları test edilmiş ve kırılma tipleri değerlendirilmiştir. Çalışmadan elde edilen bulgular dahilinde, çalışmanın ilk sıfır hipotezi olan “Farklı CAD/CAM materyalleriyle üretilen restorasyonların kırılma dayanımları arasında fark yoktur.” hipotezi ve ikinci sıfır hipotezi olan, “Preparasyon tasarımının restorasyonların kırılma dayanımlarına etkisi yoktur.” hipotezleri reddedilmiştir.

İleri yaşlarda ağızda tutulan doğal diş sayısının artması, diş çürükleri ve çürük olmayan lezyonların dünya çapında başlıca sağlık sorunları arasında yer alması, indirekt posterior restorasyonların klinik kullanım sıklığını arttırmıştır (176–178). Posterior dişlerde konvansiyonel tam kron preparasyonu, sağlam diş dokusunun kaybına yol açabilmektedir. Edelhoff ve ark. (179), çeşitli preparasyon tasarımlarının kaybedilen diş dokusu miktarını nasıl etkilediğini değerlendirebilmek adına yaptıkları bir çalışmada, tam bir kron hazırlığı için diş dokusunun %72.3-75.6’sının kaldırılırken, bu oranın onley preparasyonu için %39 olduğunu ifade etmişlerdir. Kron preparasyonu; endodontik tedavi gereksinimini artırabilmesi, diş dokusunun zayıflamasına neden olabilmesi, kök kırığı oluşabilmesi gibi riskler doğurabilir. Buna karşılık indirekt adeziv parsiyel restorasyonlar, doğru prosedürlerle uygulandığında sağlam diş dokusunu koruyarak, daha az komplikasyonla etkili bir tedavi alternatifi sunar. Bu minimal invaziv tedavi prosedürleri, hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerini karşılamayı hedefler (180).

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 (181). Dişlerin ve restorasyonların uzun ömürlü olması için sağlam diş yapısının korunması çok önemlidir (182). Yeni ve güncel seramik materyallerin kullanımının yaygınlaşması ve adeziv simantasyon tekniklerindeki

ilerlemeler, konservatif preparasyon tasarımlarının kullanım sıklığını artırmıştır (183, 184).

İndirekt estetik posterior restorasyon seçeneklerinden olan onley ve overlay restorasyonlar, eksik veya zayıflamış diş dokusunu restore etmek için konvansiyonel tam kron restorasyonlara alternatif bir tedavi seçeneği olarak günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. (185). Estetiğe olan talebin artması, son on yılda döküm metallerin kullanımının azalmasına ve diş rengindeki materyallerin kullanımının artmasına neden olmuştur (186). Naik ve ark. (187) seramik inley, onley ve overlay restorasyonların klinik performanslarını değerlendirmek adına bir sistematik inceleme ve meta-analiz çalışması yapmışlardır. Bu çalışmada seramik inley, onley ve overlaylerin 5 yıl içindeki toplam sağkalım oranı %92 olarak belirlenmiş, 10 yıl sonunda bu oran %87'ye düşmüştür. Bu yüksek sağkalım oranları, son dönemlerde görülen tam kron restorasyonlardan parsiyel adeziv restorasyonlara yönelik eğilimin artışı doğrulamaktadır (187). Morimoto ve ark. (188) seramik inley, onley ve overlaylerin sağkalım oranı üzerine yaptıkları bir sistematik inceleme ve meta-analiz çalışmasında, 5 yıllık takip sonunda %95 ve 10 yıllık takipten sonra %91 gibi yüksek sağkalım oranları bildirmişlerdir. Sulaiman ve ark. (189) lityum disilikat restorasyonlar üzerinde yaptıkları retrospektif bir çalışmada 4 yıldaki sağkalım oranlarını tam kron restorasyonları için %98.85, inley/onley restorasyonlar için ise %98.99 olarak bildirmiştir. Donovan ve ark. (190) döküm altın restorasyonlar üzerinde yaptıkları retrospektif bir çalışmada 1 ile 52 yıl arasındaki sağkalım oranlarını onley restorasyonları için %97, tam kron restorasyonlar için ise %96.10 olarak bildirmiştir. Heckland ve ark. (191) feldspatik seramik restorasyonlar üzerinde yaptıkları bir çalışmada 2 yıldaki sağkalım oranlarının inley/onley restorasyonlar için %99.80, tam kron restorasyonlar için ise %98.40 olduğunu bildirmiştir. Beier ve ark. (192) tarafından tam seramik restorasyonlar üzerinde yapılan retrospektif bir çalışmada 5 yıllık takip sonucunda tam kronlar için %97.40, onley ve inleylerin her ikisi için de %98.90 sağkalım oranı bildirilmiştir.

Rosentritt ve ark. (193), eklemeli ve eksiltmeli üretim tekniğiyle elde edilen tam kron restorasyonların kırılma dayanımı, aşınma direnci ve diğer mekanik özelliklerini değerlendirdikleri bir in vitro çalışmada, VarseoSmile Crown materyali kullanılarak eklemeli üretim tekniği ile elde edilen tam kron restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 2601.6 ± 403.7 N olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda VarseoSmile Crown kullanılarak üretilen onley ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı

değerleri sırasıyla 3019.94 ± 162.96 N ve 3962.79 ± 176.03 N olarak bulunmuştur. Çalışmamızın bulguları VarseoSmile Crown materyalinin, sağlam diş dokusunu korumaya yönelik minimal invaziv bir yaklaşımın benimsenmek istediği indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde tam kron restorasyonlarına iyi bir tedavi alternatifi olabileceğini düşündürmektedir. Literatürdeki buna benzer birçok çalışmadan elde edilen bulgular, tam kron restorasyonlara alternatif olarak indirekt estetik posterior kullanımının, hastaların ve hekimin de büyük oranda beklentilerini karşılayan iyi birer tedavi seçenekleri olduklarını düşündürmektedir. Comba ve ark. (194) E-max CAD ve Vita Enamic materyalleri kullanılarak üretilen tam kron restorasyonların kırılma dayanımlarını inceledikleri bir çalışma yapmışlardır ve Vita Enamic tam kron restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 1555.4 ± 393.9 N olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise Vita Enamic kullanılarak üretilen onley ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerleri sırasıyla 2039.20 ± 95.30 N ve 3367.40 ± 119.17 N olarak bulunmuştur. Çalışmamızın bulguları, indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde Vita Enamic kullanımının, yüksek mekanik dayanıklılığa sahip iyi bir materyal tercihi olduğu düşüncesini güçlendirmektedir.

CAD-CAM sistemleri, son 25 yılda diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisinin dental restorasyonlardaki kullanımı, geleneksel tekniklere göre birçok avantaj sunmaktadır. Döküm, mum modelaj gibi konvansiyonel ölçü yöntemine ait aşamaları ortadan kaldırarak daha hızlı, kalitesi son derece yüksek 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 (195). Bu veriler doğrultusunda tez çalışmamızda onley ve overlay restorasyonlar, eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemlerini içinde barındıran CAD-CAM sistemleri ile üretilmiştir.

CAD/CAM teknolojisi, eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemlerinden oluşmaktadır. Eksiltmeli üretim yönteminde, bilgisayar ortamında hazırlanmış olan tasarım, prefabrike blokların kazınması ile elde edilmektedir. Konvansiyonel olarak üretilen restorasyonlara kıyasla üretim süresi kısalmıştır (196). Günümüzde diş hekimliğinde birçok alanda kullanılan bu teknoloji, indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde de oldukça popüler bir yöntem haline gelmiştir. Çalışmamızda Vita Enamic ve VitaBlocs Mark □ bloklardan frezelenerek yani eksiltmeli yöntemlerle onley ve overlay restorasyon üretimi

gerçekleştirilirken, VarseoSmile Crown Plus materyali için eklemeli üretim yöntemi uygulanmıştır.

Vita Enamic, gözenekli seramik bir ağ içine polimerin nüfuz ettirilmesiyle geliştirilmiştir. Bu hibrit seramik materyali, insan dentini ve minesinin mekanik özelliklerine benzer olması yönüyle doğal dişe benzer bir mikro yapıya sahiptir (141). Aynı zamanda bu CAD/CAM materyali, seramik ve rezin bazlı kompozit materyallerinin olumlu özelliklerini içinde barındırır. Yüksek elastikiyet özelliği ve yüksek kırılma dayanıklılığı sayesinde sağlam diş dokusunun korunmak istendiği indirekt estetik posterior restorasyonlarda kullanılabilirler (197). Egbert ve ark. (175) ultra ince okluzal veneer restorasyonların kırılma dayanımını değerlendirmek üzere yaptıkları bir çalışmada, Vita Enamic restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 1727 ± 721 N olarak bildirmişlerdir. Bu anlamda ultra ince okluzal veneer restorasyonların üretimi için de potansiyel bir aday olduğunu düşündüren literatür çalışmaları mevcuttur (175). Andrade ve ark. (198) Vita Enamic overlay restorasyonlar üzerine yaptıkları çalışmada kırılma dayanımı değerlerini 2973 ± 635 N olarak bildirmişlerdir. Comba ve ark. (194) yaptıkları bir çalışmada Vita Enamic overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 1726.9 ± 301.1 N olarak belirtirken, Vita Enamic okluzal veneer restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 1806.6 ± 270.1 N olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Vita Enamic onley ve overlay restorasyonların kırılma dayanımı değerleri sırasıyla 2039.20 ± 95.30 N ve 3367.40 ± 119.17 N olarak bulunmuştur. Çalışmamızdaki bu yüksek değerler de Comba ve ark., Andrade ve ark. ve Egbert ve ark.'nın yaptıkları çalışmaları destekler nitelikte olup Vita Enamic materyalinin indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde tercih edilebileceğini ortaya koymaktadır.

Zimmer ve ark. (93) Vita Mark II bloklardan üretilen sınıf I ve sınıf II restorasyonların klinik başarısını değerlendirdikleri bir çalışmada, restorasyonların 5 yıl sonundaki sağkalım oranını % 94.7, 10 yıl sonundaki sağkalım oranını ise % 85.7 olarak bulmuşlardır. Fasbinder ve ark. (199) yaptıkları bir çalışmada, Vita Mark II inley restorasyonların 3 yıllık klinik takibi sonucunda inley restorasyonlardan sadece bir tanesinde restorasyon kırığı ve buna bağlı restorasyon yenileme ihtiyacı olduğunu bildirmişlerdir. Pallesen ve ark. (95) yaptıkları bir çalışmada, Vita Mark II inleylerin 8 yıllık sağ kalım oranını % 90.6 olarak belirtmişlerdir. Otto ve ark. (92) Vita Mark I feldspatik seramikten yapılmış inley ve onleylerin 10 yıllık klinik takibinden sonra %5

başarısızlık oranı ve %90,4 başarı oranı bildirmiştir. Aynı çalışmanın 15 yıllık başarı oranı %88,7 olarak bildirilmiştir (92). Ilgenstein ve ark. (200) seramik ve kompozit onley restorasyonlar üzerine yaptıkları bir çalışmada proksimal kutu preparasyonu içeren Vita Mark II onley restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini $1.664,2 \pm 594.5$ N, proksimal kutu içermeyen Vita Mark II onley restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 1.083 ± 727.7 N olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda Vita Mark II onley ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerleri sırasıyla 1621.15 ± 78.27 N ve 2173.36 ± 195.24 N olarak bulunmuştur. Çalışmamızın bulguları Ilgenstein ve ark.'nın bulgularını destekler niteliktedir. Bununla beraber, bu çalışmada kullanılan 3 farklı materyal bulguları arasında en düşük kırılma dayanımı ortalama değerleri, her iki preparasyon grubu için de VitaBlocs Mark II materyaline ait olsa da, N cinsinden elde edilen yük değerleri posterior bölgedeki ortalama çiğneme kuvveti değerlerinin üzerindedir. Bu yönüyle değerlendirildiğinde, indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde VitaBlocs Mark II materyalinin tercih edilebileceği düşünülebilir.

Dental CAD-CAM sistemlerindeki bir diğer üretim yöntemi olan eklemeli üretim yöntemi, 3D baskı teknolojisi ile ürünü CAD verilerinden katman katman oluşturur. Her katman polimerize edilir ve bir kerede fotopolimerizasyon yoluyla bir önceki katmanla birleştirilir (201). Eksiltmeli üretim yöntemlerinde, fazla kalan blok artıklarının yeniden işlenememesinin neden olduğu gereksiz hammadde tüketimi, eklemeli üretim yönteminde elimine edilir. Tabakalı üretim, malzeme israfını önleyerek maliyeti azaltmak, çok sayıda ve hızlı bir şekilde üretimi sağlanmasına olanak tanır (62). Tez çalışmamızda oldukça güncel bir materyal olan VarseoSmile Crown Plus kullanılarak eklemeli üretim yöntemiyle onley ve overlay restorasyonlar üretilmiştir. Böylece eksiltmeli üretim teknolojisi yanında eklemeli üretim yönteminin de kullanımı sağlanarak farklı üretim yöntemlerinin, onley ve overlay restorasyonların kırılma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmamızda VarseoSmile Crown Plus kullanılarak üretilen onley ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerleri sırasıyla 3019.94 ± 162.96 N ve 3962.79 ± 176.03 N olarak bulunmuştur. VarseoSmile Crown Plus, bu çalışmada kullanılan materyaller içinde, her iki preparasyon tipinde de en yüksek kırılma dayanımı değerleri göstererek, eklemeli üretim teknolojisi ile indirekt estetik posterior restorasyon üretiminin oldukça umut vadeci olduğu düşüncesini güçlendirmektedir. Bu yönüyle çalışmamız, oldukça güncel bir materyal olan VarseoSmile Crown Plus için indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde oldukça kabul edilebilir bir materyal alternatifi olduğunu düşündürse de klinik

kullanımdaki sonuçlarını görmek adına daha çok in vitro çalışma ve uzun süreli klinik takip sonuçları içeren çalışmalara ihtiyaç vardır.

Eksiltmeli üretim yönteminde frezeleme ünitesinin parçaları bu kullanıma bağlı olarak zamanla aşınma göstermekte ve bunun sonucunda üretimi yapılan restorasyonlarda çatlaklar meydana gelebilmektedir (63). Bu çatlakların varlığının, üretimi yapılan restorasyonun kırılma dayanımını etkileyebileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda eksiltmeli üretim yöntemi ile elde edilen restorasyonların kırılma dayanımlarının, eklemeli üretim yöntemi ile elde edilen restorasyonların kırılma dayanımı verilerine oranla daha düşük olmasının olası nedenlerinden biri olabileceği düşünülmektedir.

İndirekt estetik posterior restorasyonların başarısı birden fazla faktöre bağlıdır. Seramik restorasyonların kırılma dayanımını etkileyen faktörler arasında, yapılan preparasyon tasarımı da yer alır. Tüm seramik restorasyonlar için hazırlanan preparasyon sınırları dikkatlice yuvarlatılmalı ve keskin açılar olmamalıdır (202). Alassar ve ark. (203) overlay restorasyonların kırılma direnci üzerinde kavite tasarımının etkisini inceleyen bir in vitro çalışma yapmışlar ve farklı kavite tasarımlarının overlay restorasyonların kırılma direncini etkilediğini bildirmişlerdir. Chen ve ark. (204), onley restorasyon yaptıkları 180 molar dişin klinik performanslarını gözlemledikleri bir çalışmada yapılan onley restorasyonları 3 farklı preparasyon tasarımına göre gruplandırmışlardır. Onleyler için genel başarı oranı %95 olarak belirlenmiş ve proksimal kutu içeren restorasyon tasarımına sahip onley grubunda %96.3'lük bir başarı oranı görülürken, diğer kavite tasarımlarına sahip grupların başarı oranı %94 olarak bildirilmiştir. Kassis ve ark. (205) endodontik tedavi görmüş dişlerde inley, onley ve endokron kavite tasarımı hazırlığının kırılma direnci üzerindeki etkisini inceledikleri bir in vitro çalışmada onley restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 930.70 ± 188.207 N olarak belirtirken, inley restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 772.10 ± 132.388 N olarak bildirmişlerdir. Bu çalışma farklı preparasyon tasarımlarının kırılma direncini etkilediğini ve onley restorasyonların kırılmaya karşı gösterdiği direncin, inleyle oranlara daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalar arasında yer almaktadır (205). Comba ve ark. (194) yaptıkları bir çalışmada, Vita Enamic overlay ve tam kron restorasyon grupları arasında overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğunu ve farklı preparasyon tasarımına sahip bu grupların kırılma dayanımı değerleri üzerinde anlamlı farklılık olduğunu bildirmişlerdir. Attia ve ark. (206) parsiyel adeziv

restorasyonların kırılma dayanımına farklı materyallerin ve kavite tasarımlarının etkisini inceledikleri bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmanın bulgularında MOD kavite preparasyonu yapılan Vita Enamic inley restorasyon grubunun ortalama kırılma dayanımı değerleri 1670.3 ± 381.5 N olarak belirtilirken, bukkal tüberküllerin de preparasyona dahil edildiği Vita Enamic onley restorasyon grubunun ortalama kırılma dayanımı değerleri 1747.0 ± 411.0 N olarak bildirilmiştir. MOD kavite preparasyon tasarımına bukkal tüberküllerin de dahil edilmesiyle Vita Enamic restorasyonların kırılma dayanımlarında artış olduğu görülmektedir (206). Jurado ve ark. (207), farklı preparasyon tasarımına sahip overlay ve tam kron restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları bir çalışmada farklı tasarımlara sahip overlay restorasyon grupları arasında kırılma dayanımında önemli farklılıklar olduğunu bildirmişlerdir. Hofsteenge ve ark. (208), inley ve overlay restorasyonlarla restore edilen molar dişlerin kırılma dayanımına preparasyon tasarımının etkisini inceledikleri bir in vitro çalışmada, preparasyon tasarımının kırılma dayanıklılığı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Overlay restorasyon grupları 1271.95 ± 402.43 N ve 1200.28 ± 538.27 N ortalama kırılma dayanımı değerleri gösterirken, inley restorasyon grupları 1048.88 ± 490.46 N ve 929.05 ± 328.62 N ortalama kırılma dayanımı değerleri göstermişlerdir. Bu çalışmada ortalama kırılma dayanımı değerleri overlay restorasyon gruplarında inleylerden daha yüksek olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda, Vita Enamic, Vitablocs Mark $\square$ ve VarseoSmile Crown Plus materyalleri ile üretilen onley ve overlay restorasyon grupları arasında her 3 materyal için de preparasyon tasarımının kırılma dayanımı değerlerinde anlamlı farklılığa yol açtığı bulunmuştur ($p < 0.05$). Her 3 materyal için de overlay restorasyon gruplarının ortalama kırılma dayanımı değerlerinin, onley restorasyon gruplarının ortalama kırılma dayanımı değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu bulgular ışığında çalışmamız, farklı preparasyon tasarımlarının kırılma dayanımını değiştirdiği ve indirekt estetik posterior restorasyonun başarısında etkili olduğu düşüncesini destekler niteliktedir.

Literatürde farklı kalınlıklarda üretilen seramik restorasyonların kırılma dayanımı üzerindeki etkisini araştıran çalışmalar mevcuttur. Sasse ve ark. (209) restorasyon kalınlığının kırılma direnci üzerindeki etkisini araştırdıkları bir çalışmada, okluzal seramik kalınlığının kırılma direncini etkilediği sonucuna varmıştır. Guess ve ark. (210) preparasyon tasarımının ve seramik kalınlıklarının parsiyel adeziv restorasyonların kırılma direnci üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışma yapmışlardır. Aynı preparasyon tasarımının yapıldığı farklı seramik kalınlıklarına sahip restorasyon grupları

karşılaştırıldıklarında, seramik kalınlığının kırılma dayanımları üzerinde etkili olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda amaç, preparasyon tipi ve materyallerin etkisinin kırılma dayanımına etkisini incelemek olduğundan, restorasyon kalınlığının değerlendirilme sürecine etki etmemesi adına, kullanılan materyallerin üretici firma talimatları doğrultusunda restorasyon kalınlıkları, minimum okluzal kalınlığı 2.0 mm ve minimum aksiyel kalınlığı 1.0-1.5 mm olan onley restorasyon üretimine olanak sağlayacak şekilde standardize edilmiştir.

Bir indirekt posterior restorasyonun başarısında birçok faktör etkili olduğu gibi uygulanan simantasyon prosedürü de çok önemli bir yere sahiptir (211). Rezin simanlar, tam seramik restorasyonların mine ve dentine simante edilmesinde kullanılan en uygun materyallerdir ve rezin simanların, kullanılan seramik restorasyon iç yüzeylerine bağlanma kuvvetinin artırılması için çeşitli yüzey işlemleri önerilir (147). Önerilen yüzey hazırlıkları seramik materyaller arasında üretici firmanın talimatları doğrultusunda farklılık gösterebilir. Uygulanan bu yüzey işlemleri, mine ve dentine kimyasal ve mikromekanik bağlantıyı destekleyici niteliktedir (212). Campos ve ark. (213), hidroflorik asit uygulamasının cam seramik materyallerin bağlanma dayanımında en başarılı yöntem olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda üretici firmanın talimatları doğrultusunda üretilen tüm onley ve overlay restorasyonların iç yüzeylerine %9.5'lik hidroflorik asit jel 60 sn boyunca uygulanmıştır. 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 (214). Çalışmamızda uygulanan simantasyon prosedürünün, kırılma dayanıklılığı sonuçlarına etkisini standardize etmek adına tüm grupların simantasyon işlemi dual-cure olan tek bir adeziv rezin siman (PANAVIA™ V5, Kuraray Noritake) ile gerçekleştirilmiştir.

Diş hekimliğinde, kullanıma sunulan güncel bir materyalin klinik başarı oranının değerlendirilmesi ve olası başarısızlıkların tespiti amacıyla in vivo ve in vitro testler yapılmaktadır. İn vivo testler uzun zaman gerektirmelerinin yanında standardizasyonu zor ve maliyeti yüksek metotlardır. İn vitro testler, etkin ve çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları kıyaslanabilir olması gibi avantajlarıyla sıklıkla tercih edilirler (159). Chen ve ark. (215), protetik restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde in vitro koşullarda yapılan çalışmalarda doğal dişlerin kullanılmasının çalışma başarısı açısından önemli olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da aynı sebeple, periodontal

nedenlerle çekilmiş çürüksüz alt birinci molar doğal dişlerin kullanımı tercih edilerek çalışmamız in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Termal siklus, ağız içerisindeki termal değişimi in vitro olarak simüle eden bir testtir. Yapılan çalışmalarda örneklerin 1 yıllık termal değişimini simüle edecek şekilde 5-55 °C sıcaklıkları arasında 10.000 siklus uygulandığı görülmüştür (165). Restorasyonların ağız içinde maruz kaldıkları değişiklikleri yansıtmak için in vitro koşullarda restorasyonlara döngüsel termal siklus sıklıkla uygulanmaktadır (216). Bu bilgiye dayanarak, çalışmamızda üretilen onley ve overlay restorasyonlara 5-55 °C sıcaklıkları arasında 3300 siklus uygulanmıştır.

Kırılma dayanımı testi, farklı tipte dental materyallerin ve restorasyonların temel mekanik özelliklerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu testler, laboratuvar ortamında örneklerin istenen şekil ve boyutlarda hazırlanabilmesini ve yükleme koşullarının iyi kontrol edilebilmesine olanak tanır (217). Dişlerin ve restorasyonların standardizasyonu, kırılma dayanımı test çalışmalarında dikkate alınması gereken önemli bir husustur. Marjinal sırt ve tüberküllerin eğimleri, okluzal düzlemin büyüklüğü, yükün geldiği yön ve uygulama yeri testin bulgularını etkileyebilir (218). Preparasyon sonrası kalan mine ve dentin kalınlıklarının da kırılma dayanımını etkilediği belirtilmektedir (219). Tez çalışmamızda standardizasyonun sağlanması için, okluzal morfolojileri ve boyutları birbirine yakın olan çekilmiş alt çene molar dişler seçilmiştir.

Kırılma testi uygulayan literatürdeki çalışmalarda uygulanan cihaz yükleme hızının, test sonuçlarını etkilediği bilinmektedir. Literatürdeki mevcut çalışmalarda test cihazındaki yükleme hızı 0.45-1.05 mm/dk arasında değişmektedir (220–222). Kullanılan kırıcı ucun çapı da testin sonuçlarını etkilemektedir. Çalışmalarda kullanılan kuvvet uygulayıcı uçların çapları 2.65-6.35 mm arasında değişkenlik göstermektedir (223). Yükleme kuvveti, yuvarlatılmış uçlar veya metal bilye aracılığı ile vertikal veya açılı olarak uygulanır (224, 225). Tez çalışmamızda hazırlanan restorasyonlara 0.5 mm/dk hızla vertikal olarak kuvvet uygulanmıştır. Bukkal ve lingual tüberküllere mümkün olduğunca eşit şekilde kuvvet dağıtılacak biçimde 5 mm çapında tasarlanan küresel kırıcı uç kullanılmıştır.

İndirekt estetik posterior restorasyonların ağız içindeki sağkalım oranlarını belirleyen önemli bir faktör restorasyonun kırılma direncidir (226). Posterior bölgedeki dişler, değişen büyüklük ve yönlerde fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere maruz kalırlar (227). Çiğneme sırasında posterior bölgede kaydedilen maksimum okluzal ısırma

kuvvetlerinin 200-880 N arasında değiştiği bildirilmiştir (228). Kiliaridis ve ark. (229) yaptıkları bir çalışmada cinsiyetler arası maksimum ısırma kuvvetleri arasında farklılık olduğunu bildirmişlerdir. Bu değeri erkekler için ortalama 807 N, kadınlar için ise 650 N olarak belirtmişlerdir (203). Puschmann ve ark. (230) inley destekli üç üyeli köprüler üzerinde yaptıkları bir in vitro çalışmada, posterior tam seramik restorasyonların klinik prognozu için 1000 N ve üzeri yük taşıma kapasitesi göstermeleri gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda test edilen restorasyonların termal yaşlandırma sonrası statik kuvvet altında kırılma dayanımı değerleri, literatürde belirtilen fizyolojik çiğneme kuvvetlerinden yüksek bulunmuştur. Çalışmamızdan elde edilen bulgular incelendiğinde, tüm gruplar arasında en yüksek kırılma dayanımı değerleri VSC Overlay (3962.79 ± 176.03 N) grubunda görülürken, en düşük kırılma dayanımı değerleri VBM Onley (1621.15 ± 78.27 N) grubunda görülmüştür. Bu çalışmadan da elde edilen bulgular ışığında; aşırı madde kaybına uğramış posterior dişlerin restore edilmesinde, onley ve overlay indirekt estetik posterior restorasyonlar, tam kron gibi diğer tedavi seçeneklerine alternatif olarak sunulabilir.

Mohamed ve ark. (231) yaptıkları in vitro bir çalışmada Vita Enamic onley restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 1995.58 ± 743.49 N olarak bildirmişlerdir. Luekiatpaisarn ve ark. (232) yaptıkları in vitro çalışmada Vita Enamic onley restorasyonların kırılma dayanımlarını 2358.86 ± 396.17 N olarak bildirmişlerdir. Abdel-Aziz ve ark. (233) iki farklı onley kavite preparasyon tasarımına sahip Vita Enamic restorasyonların kırılma dayanımı değerlerini 1812.67 ± 311.28 N ve 2091.67 ± 141.92 N olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda da literatürdeki bu çalışmalara benzer bulgular elde edilerek Vita Enamic ile üretilen onley restorasyon örneklerinde 2039.20 ± 95.30 N ortalama kırılma dayanımı değerleri göstermiştir. Gürpınar ve ark. (234) overlay ve okluzal veneer restorasyonlar üzerine yaptıkları çalışmada Vita Enamic overlay ve okluzal veneer restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini sırasıyla 2196.77 ± 427.84 N, 2326.19 ± 469.07 N olarak bildirmişler ve gruplar arasında anlamlı fark bulmadıklarını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda, bu çalışmanın aksine Vita Enamic ile üretilen onley ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerleri sırasıyla 2039.20 ± 95.30 N ve 3367.40 ± 119.17 N olarak bulunmuş olup preparasyona bağlı olarak kırılma dayanımı değerleri arasında anlamlı fark görülmüştür. Benzer şekilde Harsha ve ark. (235) yaptıkları başka bir çalışmada, inley, onley ve overlay restorasyonların kırılma dayanımı değerlerini ve en yüksek kırılma dayanımı değerlerinin overlay kavite tasarımına sahip

restorasyon grubunda olduğu bildirilmiştir. Abo El-Farag ve ark. (236) 42 adet çekilmiş premolar üzerinde yaptıkları in vitro bir çalışmada farklı preparasyon tasarımına sahip Vita Enamic ve Vita SUPRINITY bloklardan elde edilen onley restorasyonların termal yaşlandırma sonrası kırılma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Sadece palatinal tüberküllerin dahil edildiği Vita Enamic onley ile palatinal tüberküllerle birlikte bukkal tüberküllerin de dahil edildiği restorasyon grupları arasında anlamlı fark olduğu bildirilmiştir. Kavite preparasyonunun genişlemesi ile kırılma dayanımı değerlerinin de arttığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmalara paralel olarak tüm tüberküllerin preparasyona dahil edildiği Vita Enamic overlay restorasyon gruplarının ortalama kırılma dayanımı değerlerinin onley grubundan daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu durum kavite preparasyonundaki değişikliğin, aynı materyal kullanılsa dahi restorasyonların kırılma dayanımlarını etkilediğini göstermiştir. Bu sebeple parsiyel restorasyon tasarımı ve planlaması yapılırken, endikasyonun doğru belirlenmesi, uygun materyal seçimi restorasyon başarısının artırılmasında ve klinik ömrünün uzatılmasında önemli faktörler olarak etki etmektedir.

Mekled ve ark. (237), yaptıkları çalışmada VarseoSmile Crown tam kron ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini sırasıyla 1648.2 ± 333.4 N ve 1457.9 ± 499.0 N olarak belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerleri, Mekled ve ark.'nın yaptıkları çalışmadaki ortalama bulgulara oranla daha yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızın bulguları ile Mekled ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın bulguları arasında tutarlı değerler olmamasının olası nedenleri arasında Mekled ve ark. yaptıkları çalışmada doğal dişlerin kullanılmaması, yapılan preparasyon tasarımı farklılığı ve üretilen restorasyon kalınlıklarının farklılık göstermesi olduğu düşünülebilir. VarseoSmile Crown oldukça güncel bir materyal olup literatürde bu materyal kullanılarak üretilen onley ve overlay restorasyonlar ile ilgili yeterli çalışma ve bilgi bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamıza yol gösterici olması amacıyla Varseo Smile Crown Plus kullanılarak üretilen tam kron restorasyonları içeren çalışmalar da taranmıştır. Abdulkareem ve ark. (238) yaptıkları bir in vitro çalışmada Vita Enamic, Cerasmart 270 ve VarseoSmile Crown Plus tam kron restorasyonların marjinal adaptasyonlarını ve kırılma dayanımlarını incelemişler ve Vita Enamic ile VarseoSmile Crown materyalleri karşılaştırıldığında, VarseoSmile Crown kırılma dayanımının anlamlı derecede daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmaya benzer olarak bizim çalışmamızda da VSC restorasyonların kırılma dayanımı değerleri diğer restorasyon

gruplarından daha yüksek bulunmuştur ve bu bağlamda Abdulkareem ve ark.nın çalışması ile benzerlik göstermektedir. Bu bulgular ışığında, güncel bir materyal olan VarseoSmile Crown Plus indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde bir alternatif olarak sunulabilir. Bunun yanında materyalin mekanik özellikleri ile ilgili daha fazla bilgi sahibi olmak adına daha çok klinik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Roberts ve ark. (239) 2024 yılında yaptığı çalışmada, VSC restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin Vita Enamic restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerinden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir ve bizim çalışmamızın bulguları da Roberts ve ark.nın çalışmasının bulguları ile benzerlik göstermektedir. Dental seramikleri güçlendirme yöntemlerinden biri olan camların kristalizasyonu işlemi göz önünde bulundurulduğunda, Varseosmile Crown Plus kütlece %30-50 silanize cam dolgu içeriğine sahip olması ve bu materyalle üretilen restorasyonların yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermesinin materyalin içeriği ile bağlantılı olması muhtemeldir (240).

Lu ve ark. (241), 93 katılımcı üzerinde posterior grup dişlere Vita Enamic ve Vitablocs Mark II blokları kullanılarak üretilen toplam 101 onley restorasyonunun 3 yıllık klinik performansını inceledikleri bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 3 yıl sonundaki sağkalım oranlarını Vita Enamic restorasyonlar için %97.0 ve Vitablocs Mark II restorasyonlar için %90.7 olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda, Vita Enamic onley ve overlay restorasyon gruplarının ortalama kırılma dayanımı değerlerinin, Vitablocs onley ve overlay restorasyon gruplarının ortalama kırılma dayanımı değerlerinden yüksek olduğu görülmekte olup Lu ve ark.nın yaptıkları çalışmadaki sağkalım oranlarının Vita Enamic onleyler için daha yüksek oluşunu destekler niteliktedir. PICN materyalleri, diş dokusuna benzer eğilme dayanıklılığa ve elastik modüle sahip olan hibrit seramiklerdir (242). Vita Enamic materyalinin diş dokularına benzer mekanik özellikler göstermesi, üretilen restorasyonun dayanıklılığını arttırabilir ve kırılma dayanımı değerleri arasındaki bu farklılığın nedenlerinden biri olarak, PICN materyalinin doğal dişlere yakın sertlik ve elastik modül gibi biyomekanik davranışlar sergilemesinin etkili olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızın bulguları da literatürdeki birçok çalışmayı destekler nitelikte olup Vita Enamic onley ve overlay restorasyonların posterior dişlerde iyi bir tedavi seçeneği olduğu yönündedir.

Ioannidis ve ark. (243) 3D baskı yöntemi ile elde edilmiş okluzal veneer restorasyonların kırılma dayanımı değerlerini, eksiltmeli üretim yöntemi ile elde edilen

okluzal veneer restorasyonların kırılma dayanımı ile karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. 3D baskı yöntemi ile üretilen zirkonyum okluzal veneer restorasyonların ortalama kırılma dayanımını değerlerinin, frezelenerek üretilen zirkonyum okluzal veneer restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerinden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamız, eklemeli üretim yöntemi ile elde edilen VSC onley ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini, eksiltmeli yöntem ile elde edilen onley ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerini karşılaştırmayı da amaçlamıştır. Bizim çalışmamızda VSC grupları, diğer restorasyon gruplarına göre anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımı değerleri göstererek bu çalışmayı destekler niteliktedir. Aynı zamanda bu durumun kullanılan eklemeli üretim teknolojisi prosedürleri ve sinterleme protokollerine bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Posselt ve ark. (244), 794 hasta üzerinde gerçekleştirilen 2328 adet inley ve onley restorasyonun incelendiği bir klinik çalışmada, Vitablocs Mark II restorasyonlarının 5 yıl sonunda sağkalım oranlarını %97.4 ve 9 yıl sonunda %95.5 olarak bildirmişlerdir. Banditmahakun ve ark. (245) yaptıkları çalışmada Vitablocs Mark II inley restorasyonların ortalama kırılma dayanımlarını 1150 ± 390 N, 1130 ± 360 N ve 580 ± 110 N olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda Vitablocs Mark II onley ve overlay restorasyonlar için ortalama kırılma dayanımı değerleri sırasıyla 1621.15 ± 78.27 ve 2173.36 ± 195.24 olarak bulunmuş olup, çalışmada kullanılan diğer materyallere oranla daha düşük değerler elde edilmiştir. Sağkalım oranları ile ilgili literatürde yeterli veri olmayan bu materyal için daha fazla güncel çalışmaya ihtiyaç vardır. Bizim çalışmamızda Vitablocs onley ve overlay restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerlerinin, çiğneme sırasında posterior bölgede kaydedilen maksimum okluzal ısırma kuvvetlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu yönüyle bizim çalışmamızın bulguları, indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde VitaBlocs Mark II materyali kullanımının da bir alternatif olabileceğini düşündürmektedir. Bunun yanında indirekt estetik posterior restorasyon üretiminde bu materyalin tercih edilmesi planlanıyorsa, brüksizm varlığı gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip olan hastaların tedavi planlaması öncesinde hekim tarafından dikkatli bir ağız içi muayene yapılması da önem arz etmektedir.

Fouad ve ark. (246) yaptıkları bir çalışmada Vita Enamic okluzal veneer restorasyonların kırılma testi sonrasında restorasyonlarda görülen kırık tiplerini Tip I, II, III tamir edilebilir; Tip IV kırık tipini ise tamir edilemez olarak gruplandırmışlardır. Bu

çalışmada restorasyon kırığı olan Tip II kırık tipinin oranı en yüksek olarak ifade edilirken, Tip IV kırık tipi olan katastrofik kırığın görülmediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda kırılma dayanımı testi sonrasında onley ve overlay restorasyonlarda meydana gelen kırık yüzeyleri, daha detaylı analiz ve görüntüleme için stereomikroskop ile incelenmiştir ve kırık restorasyon yüzeylerinden SEM görüntüleri elde edilmiştir. Gözlemlenen kırık tiplerinden Tip I, Tip II ve Tip III kırıklar tamir edilebilir kırık tipleri olarak gruplandırılırken; Tip IV kırıklar, tamir edilemez (katastrofik) kırıklar olarak sınıflandırılmıştır. Bizim çalışmamızda, Vita Enamic onley restorasyonlarda görülen kırıkların tamir edilebilir olduğu ve katastrofik kırık görülmediği bulunmuş olup çalışmamızın bulgularının Fouad ve ark.nın çalışmasını destekler nitelikte olduğu görülmektedir.

Arafa ve ark. (247) farklı üretim yöntemleriyle elde edilen endokronların kırılma dayanımlarını inceledikleri bir çalışmada, VarseoSmile Crown endokron restorasyonların kırılma testi sonrasında görülen kırık tiplerinin büyük oranda tamir edilebilir olduklarını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda Arafa ve ark.nın yaptıkları çalışmanın aksine, Tip IV kırık tipi VarseoSmile Crown Plus materyalinde daha fazla görülmüş olup bunun nedeninin, çok daha yüksek kuvvetlerde kırılmaya karşı direnç göstermesi, nispeten yüksek elastik modüle sahip olması ve preparasyon tasarımlarının tamamen farklı olması olduğu düşünülmektedir.

Ilgenstein ve ark. (200) yapmış oldukları bir çalışmada VitaBlocs Mark II ve Lava Ultimate onley restorasyonların termal yaşlandırma sonrası kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Kırık analizi bir stereomikroskop altında gerçekleştirilmiştir ve kırık tipleri taramalı elektron mikroskobu kullanılarak değerlendirilmiştir. Kırık tipleri Tip I, Tip II ve Tip III olarak sınıflandırılmıştır. Restorasyon kırığı grubu olan Tip I kırık en fazla oranda görülürken, kök kırığını da içinde barındıran katastrofik kırık tipi olan Tip III kırık tipinin ise daha az oranda görüldüğü belirtilmiştir. Bizim çalışmamızın bulgularında, VitaBlocs onley restorasyonlarda Tip IV kırık tipi olan katastrofik kırık görülmemişken, restorasyon kırığı olan Tip I kırık tipinin oran olarak en fazla görülen kırık tipi olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda, VitaBlocs onley restorasyonlarda görülen kırıklar tamir edilebilir nitelikte olup bu yönüyle, Ilgenstein ve ark.nın çalışmasının bulgularını destekler niteliktedir.

Dental materyallerin mekanik özellikleri kırılma testleri ile değerlendirilirken, kırılma sonrası yüzeylerin incelenmesi de materyalin özellikleri hakkında edinilecek bilgileri destekler. Bu nedenle çalışmamızda kırılma testi sonrası yüzeyler öncelikle kırık tiplerinin sınıflandırılması amacıyla stereomikroskop altında incelenerek kırık tipleri sınıflandırıldı. Guess ve ark. (210) ile Fouad ve ark. (246) da CAD/CAM materyallerinin kırılma dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmalarında kırık yüzeyleri inceleyerek kırık tiplerini sınıflandırmışlardır. Kırık tiplerini Tip I; sadece restorasyon kırığı, Tip II; restorasyon ve mine kırığı, Tip III; restorasyon, mine, dentin kırığı ve Tip IV; kök yüzeyini de içeren ve tamir edilemeyen kırık olarak sınıflandırmışlardır. Çalışmamızda kırık yüzeyleri incelenirken bu tiplere uygun olacak şekilde sınıflandırılmıştır. VitaBlocs Mark II ve Vita Enamic onley restorasyonlarda çoğunlukla Tip I ve Tip II kırık tipi görülmüştür. Bu tipteki kırıkların tamirlerinin diğer kırık tiplerine göre nispeten daha kolay yapılabilmesi materyallerin avantajları olarak düşünülebilir. Bütün restorasyonlarda yaygın olarak Tip II ve Tip III kırıklar gözlenmiştir. Bu kırık tiplerinin de tamir edilebilir ya da diş kaybı olmadan yenilenebilir restorasyonlar olması klinik açıdan umut verici bulgulardır. Tip IV olarak sınıflanan ve kök yüzeyini içeren tamir edilemeyen kırıklar VarseoSmile materyalinde daha çok sayıda görülmüştür. Kırık tipinin tamir edilemeyen olması ve diş kaybı ile sonuçlanması bu materyalin kullanımını sınırlandırabilir.

Kırık yüzeylerinin daha detaylı incelenebilmesi adına farklı büyütmelerde görüntüler Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) kullanılarak elde edildi. SEM görüntüleri ile kırık tiplerinin sınıflandırılması birbirini destekler nitelikte sonuçlandı. Tip IV kırıkların pulpa hattında ve kök yüzeyinde ilerlemesi SEM görüntülerinde de görüldü. Vita Enamic restorasyon kırıklarının SEM görüntüleri incelendiğinde, rezin siman artıklarının çoğunlukla restorasyon yüzeyinde kalmış olması, restorasyon ile rezin siman arasındaki adeziv bağlantının daha kuvvetli olduğu şeklinde yorumlanabilir. Bu durum diğer restoratif materyallerin adeziv simantasyonu için daha farklı hazırlık aşamalarını da gerektirdiğinin bir göstergesi olabilir. Materyallerin adeziv bağlantısının değerlendirilebilmesi için ayrıca makaslama dayanım testlerinin yapılması materyaller hakkında ulaşılabilecek bilgileri kuvvetlendirecektir. Bu materyallerle ilgili sonraki çalışmaların bu yönde olması planlanmaktadır.

Bu çalışmanın limitasyonları arasında, in vitro bir çalışma olması nedeniyle ağız içi ortamının, diş destekleyen sert ve yumuşak dokuların, ısı ve pH değişimlerinin,

çiğneme kuvvetinin yönünün tam olarak simüle edilememesi sayılabilir. Çalışmamızda termal yaşlandırma uygulaması ile ağız içi ortam simüle edilmeye çalışılsa da; ağız içinde bulunan enzimler, bakteri son ürünleri, beslenme alışkanlığı ve tüketilen besinlere bağlı olarak oluşan ısısal ve kimyasal değişiklikler nedeniyle ağız ortamını tam olarak taklit etmek mümkün değildir. Bu materyaller ile üretilen restorasyonlar hakkında daha detaylı bilgiler elde etmek için farklı mekanik özelliklerin değerlendirildiği in vitro çalışmalara ve uzun süreli klinik takiplere ihtiyaç vardır. Ayrıca, oldukça güncel bir materyal olan VarseoSmile Crown Plus hakkında yapılan literatür taramasında indirekt estetik posterior restorasyonlar üzerine yapılan çok az çalışmaya ulaşılması ve bunun sonucunda bizim bulgularımızın da karşılaştırılabilirlik açısından yetersiz kalması olduğu söylenebilir.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmanın bulguları ve limitasyonları dahilinde;

1. Parsiyel adeziv restorasyonlarda kullanılan materyal tipi göz önüne alınmaksızın, preparasyon sınırlarının değişmesi restorasyonun kırılma dayanıklılığını etkilemektedir. Bu nedenle restorasyonun planlaması sırasında preparasyonun tasarımı, restorasyonun klinik kullanım süresini etkiler.
2. Overlay preparasyon tipinin, kullanılan tüm materyal gruplarında kırılma dayanımını arttırdığı göz önüne alındığında bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığı bulunan hastalarda overlay kullanımı tercih edilebilir.
3. Vita Enamic onley ve overlay restorasyon gruplarının kırılma dayanımlarının oldukça yüksek olması ve katastrofik kırık oranının VarseoSmile Crown Plus restorasyon gruplarına oranla daha düşük olması, klinik kullanımda tercih edilebilirliğini arttırabilir.
4. Kavite sınırları uygun prosedürlerle okluzal yüzeyde tüberkülleri dahil edecek şekilde genişletildiğinde, kullanılan materyalden bağımsız olarak kırılma dayanımları artmaktadır. Materyal seçeneğinin kısıtlı olduğu durumlarda daha dayanıklı ve uzun ömürlü bir restorasyon uygulamak adına overlay preparasyonu, onley preparasyonlara tercih edilebilir.
5. Vita Enamic restorasyonların dentine benzer elastisite modülüne sahip olması nedeniyle okluzal stres altındaki bölgelerde dayanıklı bir restorasyon üretimine olanak sağlayabilir.
6. Bu çalışmada en yüksek kırılma dayanımı VarseoSmile Crown Plus materyal grubunda görüldüğünden yüksek çiğneme kuvvetlerinin muhtemel olduğu durumlarda tercih edilmesi düşünülebilir. Bununla beraber kırık tipleri incelendiğinde tamir edilemez kırık tiplerinin yoğunluğu endikasyon aşamasında göz önünde bulundurulmalıdır.
7. Çalışmada kullanılan tüm materyaller arasında en düşük kırılma dayanımı VitaBlocs Mark materyaline ait olmakla beraber, bu materyalin ortalama kırılma dayanıklılığı da literatürde belirtilen ortalama çiğneme kuvvetlerinden fazla olması sebebiyle ağız içinde güvenle tercih edilebilecek bir materyal olduğu düşünülebilir.

8. Materyallerin kırılma dayanımları ile ilgili bulguları elde ettiğimiz in vitro tez çalışmamızın sonuçlarını genişletmek için, materyallerin sertlik, yorulma dayanımı, makaslama bağlantı dayanımı gibi çeşitli mekanik testlerin yapılmasına ihtiyaç vardır.



7. KAYNAKLAR

1. Lima FF, Neto CF, Rubo JH, Santos Jr GC, Santos MJMC (2018). Marginal adaptation of CAD-CAM onlays: Influence of preparation design and impression technique. *The Journal of prosthetic dentistry* 120: 396–402.
2. Gomes de Carvalho AB, de Andrade GS, Mendes Tribst JP, Grassi EDA, Ausiello P, Saavedra G de SFA, Bressane A, Marques de Melo R, Borges ALS (2021). Mechanical behavior of different restorative materials and onlay preparation designs in endodontically treated molars. *Materials* 14: 1923.
3. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D (2015). Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent* 10: 392–413.
4. Yoon H, Sohn PJ, Jin S, Elani H, Lee SJ (2019). Fracture resistance of CAD/CAM-fabricated lithium disilicate MOD inlays and onlays with various cavity preparation designs. *Journal of Prosthodontics* 28: e524–e529.
5. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, Grosogeat B (2019). Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. *The Journal of prosthetic dentistry* 121: 590–597.
6. Negruțiu CS (2017). Digital dentistry—digital impression and CAD/CAM system applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine* 2: 54–57.
7. Alaçam T, Alaçam A (1998). *İleri restorasyon teknikleri* Polat Yayınları.
8. Herbert T. Shillingburg jr. / David A. Sather / Edwin L. Wilson jr. / Joseph R. Cain / Donald L. Mitchell / Luis J. Blanco / James C. Kessler *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* 2012 (n.d.). .
9. Christensen GJ (2008). Considering tooth-colored inlays and onlays versus crowns. *The Journal of the American Dental Association* 139: 617–620.
10. Filho AM, VIEIRA LCC, Araujo E, Baratieri LN (2003). Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 15: 338–352.

11. Heymann HO, Sturdevant JR, Roberson TM, Sockwell CL (1995). Tooth-colored restorations for Classes I, II, and VI cavity preparations. *The art and science of Operative Dentistry 3rd ed St Louis: Mosby-Year Book* 589–625.
12. https://en.wikipedia.org/wiki/Inlays_and_onlays (n.d.). .
13. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ (2013). *ARABIC-Sturdevant's art and science of operative dentistry: Arabic bilingual edition* Elsevier Health Sciences.
14. Azeem RA, Sureshababu NM (2018). Clinical performance of direct versus indirect composite restorations in posterior teeth: A systematic review. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics* 21: 2–9.
15. Trushkowsky RD, Burgess JO (2002). Complex single-tooth restorations. *Dental Clinics* 46: 341–365.
16. Collares K, Corrêa MB, Laske M, Kramer E, Reiss B, Moraes RR, Huysmans M-CD, Opdam NJM (2016). A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations. *Dental Materials* 32: 687–694.
17. Banks RG (1990). Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 63: 619–626.
18. Bustamante-Hernández N, Montiel-Company JM, Bellot-Arcís C, Mañes-Ferrer JF, Solá-Ruíz MF, Agustín-Panadero R, Fernández-Estevan L (2020). Clinical behavior of ceramic, hybrid and composite onlays. A systematic review and meta-analysis. *International journal of environmental research and public health* 17: 7582.
19. van Dijken JW V, Höglund-Åberg C, Olofsson AL (1998). Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *Journal of dentistry* 26: 219–225.
20. Molin MK, Karlsson SL (2000). A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. *International Journal of Prosthodontics* 13.
21. AFFAIRS ADA CONS (2003). Direct and indirect restorative materials. *The Journal of the American Dental Association* 134: 463–472.
22. Magne P (2006). Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? *Journal of the California Dental Association* 34: 135–147.

23. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R (2006). A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 7: 79–88.
24. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift Jr EJ, Thompson JY (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 89: 551–557.
25. Subir Banerji SBMCKKH (2017). *Practical procedures in aesthetic dentistry*.
26. Garber, D. A., & Goldstein, R. E. (1994). *Porcelain and composite inlays and onlays: Esthetic posterior restorations*. Quintessence Publishing. (n.d.). .
27. Demirel MG, Mohammadi R, Keçeci M (2023). Crack Propagation and Fatigue Performance of Partial Posterior Indirect Restorations: An Extended Finite Element Method Study. *Journal of Functional Biomaterials* 14: 484.
28. Ferraris F, Mascetti T, Tognini M, Testori M, Colledani A, Marchesi G (2021). Comparison of posterior indirect adhesive restorations (PIAR) with different preparations designs according to the adhesthetics classification. *Dent* 16: 2–17.
29. Kalpana D, Harish G, Mahesh PC, Swati S, Madhuri V, Brunda K (2015). CAD CAM in dentistry—A Review. *IJRID* 5: 14–21.
30. Aslam K, Nadim R (2015). A review on cad cam in dentistry. *JPDA* 24: 112.
31. Mantri SS, Bhasin AS (2010). CAD/CAM in dental restorations: an overview. *Annals and Essences of Dentistry* 2: 114–119.
32. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi* 32: 58–72.
33. Griggs JA (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America* 51: 713–727.
34. Büyükbayram İK, Çakan EF, Kazak M (2016). Chairside Cerec system and CAD/CAM materials. *Aydın Dental Journal* 2: 47–54.
35. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A (2014). Cerec CAD/CAM chairside system. *ORAL & implantology* 7: 57.

36. Sahin E, AKTAŞ G, ÖZCAN N, HASANOĞLU AYDIN D, AKÇA K (2009). Restoratif Dis Hekimlig inde CAD CAM Laboratuvar Uygulamaları Sirona inLab Sistemi. *Clinical Dentistry and Research* 33.
37. Kurbad A (2001). Cerec goes inLab--the metamorphosis of the system. *International journal of computerized dentistry* 4: 125–143.
38. Kurbad A, Reichel K (2005). InEOS--new system component in Cerec 3D. *International journal of computerized dentistry* 8: 77–84.
39. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal* 204: 505–511.
40. Poticny DJ, Swift EJ (2014). Digital Process and Materials 2014—Where Are You?
41. Patil M, Kambale S, Patil A, Mujawar K (2018). Digitalization in dentistry: CAD/CAM-a review. *Acta Scientific Dental Sciences* 2: 12–16.
42. Prajapati A, Prajapati A, Mody DR, Choudhary AB (2014). Dentistry goes digital: a Cad-Cam way-a review article. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences* 13: 53–59.
43. Willer J, Rossbach A, Weber H-P (1998). Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *The Journal of prosthetic dentistry* 80: 346–353.
44. Goswami R, Priya A (2013). CAD/CAM in restorative dentistry: a review. *British Biomedical Bulletin*.
45. Jain R, Takkar R, Jain G, Takkar R, Deora N, Jain R (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *IP Ann Prosthodont Restor Dent* 2: 33–36.
46. Goswami R, Priya A (2013). CAD/CAM in restorative dentistry: a review. *British Biomedical Bulletin*.
47. Samra APB, Morais E, Mazur RF, Vieira SR, Rached RN (2016). CAD/CAM in dentistry—a critical review. *Revista Odonto Ciência* 31: 140–144.
48. Gibson I, Rosen DW, Stucker B, Khorasani M, Rosen D, Stucker B, Khorasani M (2021). *Additive manufacturing technologies* (Vol. 17), Springer.

49. Jeong Y-G, Lee W-S, Lee K-B (2018). Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *The journal of advanced prosthodontics* 10: 245–251.
50. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry* 2014: 783948.
51. Torabi K, Farjood E, Hamedani S (2015). Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *Journal of Dentistry* 16: 1.
52. Mantri SS, Bhasin AS (2010). CAD/CAM in dental restorations: an overview. *Annals and Essences of Dentistry* 2: 114–119.
53. Alghazzawi TF (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research* 60: 72–84.
54. Christensen GJ (2005). The state of fixed prosthodontic impressions. *The Journal of the American Dental Association* 136: 343–346.
55. Susic I, Travar M, Susic M (2017). The application of CAD/CAM technology in Dentistry. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* (Vol. 200), IOP Publishing, p 012020.
56. Feuerstein P (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *The Journal of the American Dental Association* 135: 11S-16S.
57. Steinmassl P-A, Klaunzer F, Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I (2017). Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *International Journal of Prosthodontics* 30.
58. Siervo S, Pampalone A, Valenti G, Bandettini B, Siervo R (1992). Porcelain CAD-CAM veneers some new uses explored. *The Journal of the American Dental Association* 123: 63–67.
59. Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence International* 20.
60. Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European journal of dentistry* 10: 286–291.

61. DAĞ OD, ÖZDEMİR AK (2020). Protetik tedavide yeni nesil üretim teknikleri. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics* 6: 1–9.
62. Van Noort R (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials* 28: 3–12.
63. Kessler A, Hickel R, Reymus M (2020). 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative dentistry* 45: 30–40.
64. Jo LJ (2011). Spark erosion process: An overview. *Journal of Dental Implants* 1: 2–6.
65. Cebeci NÖ, TOKMAKCIOĞLU HH (2018). Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu* 3: 66–86.
66. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A (2015). 3D printing in dentistry. *British dental journal* 219: 521–529.
67. Jasiuk I, Abueidda DW, Kozuch C, Pang S, Su FY, McKittrick J (2018). An overview on additive manufacturing of polymers. *Jom* 70: 275–283.
68. Huang SH, Liu P, Mokasdar A, Hou L (2013). Additive manufacturing and its societal impact: a literature review. *The International journal of advanced manufacturing technology* 67: 1191–1203.
69. Schweiger J, Edelhoff D, Güth J-F (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of clinical medicine* 10: 2010.
70. Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A (2013). Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Journal of Science and Technology of Dumlupınar University* 53–70.
71. Stansbury JW, Idacavage MJ (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials* 32: 54–64.
72. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive materials* 5: 110–115.
73. Sürmen HK (2019). Eklemeli İmalat (3b Baskı): Teknolojiler Ve Uygulamalar. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi* 24: 373–392.

74. Vyas A, Garg V, Ghosh SB, Bandyopadhyay-Ghosh S (2022). Photopolymerizable resin-based 3D printed biomedical composites: Factors affecting resin viscosity. *Materials Today: Proceedings* 62: 1435–1439.
75. <https://www.bego.com.tr/kategori/3d-dental-printer/varseosmile-crown-plus> (n.d.). .
76. McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85: 61–66.
77. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 22: 41–48.
78. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP (2002). Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *Journal of dental research* 81: 433–438.
79. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012). *Phillips' science of dental materials* Elsevier Health Sciences.
80. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry* 75: 18–32.
81. Zhang Y, Kelly JR (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics* 61: 797–819.
82. Akın E (1999). Diş hekimliğinde porselen. *Ü Dişhekimliği Fakültesi Yayın lan* 43.
83. McCabe JF, Walls AWG (2013). *Applied dental materials* John Wiley & Sons.
84. Helvey GA (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium* 35: 38–43.
85. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics* 28.
86. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian journal of medical sciences* 6: 1742.

87. Lambert H, Durand J-C, Jacquot B, Fages M (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The journal of advanced prosthodontics* 9: 486–495.
88. Kökat AM, Kökat AD (2021). Monolithic CAD/CAM restorations–Esthetic Zone Applications. *Journal of Experimental and Clinical Medicine* 38: 180–187.
89. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 26: 224–231.
90. Marchesi G, Camurri Piloni A, Nicolin V, Turco G, Di Lenarda R (2021). Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses. *Biology* 10: 1170.
91. Mörmann WH, Bindl A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics* 46: 405–426.
92. Otto T, De Nisco S (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics* 15.
93. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WHM, Barthel CR (2008). Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Operative dentistry* 33: 484–487.
94. Sjögren G, Molin M, Van Dijken JW V (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *International Journal of Prosthodontics* 17.
95. Pallesen U, Van Dijken JW V (2000). An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *European journal of oral sciences* 108: 239–246.
96. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, Danzer R, Lohbauer U (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials* 33: 99–109.
97. McLaren EA, Cao PT (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dent* 5: 94–103.

98. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS-Mark-II-25030,27568.html> (n.d.). .
99. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics* 16.
100. Ho GW, Matinlinna JP (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon* 3: 109–115.
101. Shenoy A, Shenoy N (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics* 13: 195–203.
102. Fu L, Engqvist H, Xia W (2020). Glass–ceramics in dentistry: A review. *Materials* 13: 1049.
103. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass□ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 53: 297–303.
104. Borges LPS, Borges GA, Correr AB, Platt JA, Kina S, Correr-Sobrinho L, Costa AR (2021). Effect of lithium disilicate ceramic thickness, shade and translucency on transmitted irradiance and knoop microhardness of a light cured luting resin cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 32: 1–9.
105. Yenice N, Büyükdere AK (2020). CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN TAM SERAMİK BLOKLAR VE ENDİKASYONLARI. *Dental and Medical Journal-Review* 2: 1–15.
106. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C (2004). Clinical Performance of a Lithia Disilicate--Based Core Ceramic for Three-Unit Posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics* 17.
107. Willard A, Chu T-MG (2018). The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *The Kaohsiung journal of medical sciences* 34: 238–242.

108. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R (2016). “Digitally oriented materials”: focus on lithium disilicate ceramics. *International journal of dentistry* 2016: 9840594.
109. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research* 86: 142–146.
110. Sulaiman TA (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32: 171–181.
111. Silva LH da, LIMA E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research* 31: e58.
112. Chen X-P, Xiang Z-X, Song X-F, Yin L (2020). Machinability: Zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic versus lithium disilicate glass ceramic. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 101: 103435.
113. Rinke S, Pfitzenreuter T, Leha A, Roediger M, Ziebolz D (2020). Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32: 226–235.
114. Elsaka SE, Elnaghy AM (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials* 32: 908–914.
115. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials* 33: 84–98.
116. Zarone F, Ruggiero G, Leone R, Breschi L, Leuci S, Sorrentino R (2021). Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of dentistry* 109: 103661.
117. Reich S (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *International journal of computerized dentistry* 18: 131–146.
118. Passos L, Linke B, Street A, Torrealba Y (2019). Effect of thickness, translucency, and firing protocol on the masking ability of a CAD/CAM zirconia-reinforced

- lithium silicate for different backgrounds. *International Journal of Computerized Dentistry* 22.
119. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 98: 389–404.
 120. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 83: 396–401.
 121. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials* 24: 299–307.
 122. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics* 15.
 123. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal* 33: 79–85.
 124. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 92: 557–562.
 125. Ben-Nissan B, Choi AH, Cordingley R (2008). Alumina ceramics. *Bioceramics and their clinical applications* Elsevier, pp 223–242.
 126. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry* 93: 253–259.
 127. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials* 24: 1107–1113.
 128. Pollington S, van Noort R (2009). An update of ceramics in dentistry. *Int J Clin Dent* 2: 283–307.
 129. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research* 57: 236–261.

130. Liu P-R, Essig ME (2008). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 29: 2–8.
131. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry* 91: 356–362.
132. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–25.
133. Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials* 18: 590–595.
134. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C (2012). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The journal of advanced prosthodontics* 4: 76–83.
135. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry* 35: 819–826.
136. Silva NRFA, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, Esquivel-Upshaw J (2011). Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *The Journal of the American Dental Association* 142: 4S-9S.
137. Fathy H, Hamama HH, El-Wassefy N, Mahmoud SH (2022). Effect of different surface treatments on resin-matrix CAD/CAM ceramics bonding to dentin: in vitro study. *BMC Oral Health* 22: 635.
138. Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, Coelho PG (2015). Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dental Materials* 31: e168–e177.
139. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal* 33: 705–710.

140. TANIŞ MÇ, ESER K (2020). Güncel CAD/CAM Materyalleri. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics* 6: 10–16.
141. Coldea A, Swain M V, Thiel N (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials* 29: 419–426.
142. Gueth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal* 32: 865–871.
143. Dirxen C, Blunck U, Preissner S (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal* 7: 118.
144. Bajraktarova-Valjakova E, Grozdanov A, Guguvcevski L, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Mijoska A, Bajraktarova-Misevska C (2018). Acid etching as surface treatment method for luting of glass-ceramic restorations, part 1: acids, application protocol and etching effectiveness. *Open access Macedonian journal of medical sciences* 6: 568.
145. Okada R, Asakura M, Ando A, Kumano H, Ban S, Kawai T, Takebe J (2018). Fracture strength testing of crowns made of CAD/CAM composite resins. *Journal of prosthodontic research* 62: 287–292.
146. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html> (n.d.). .
147. Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 89: 268–274.
148. SÜMER E, DEĞER Y (2011). Contemporary permanent luting agents used in dentistry: A literature review. *International Dental Research* 1: 26–31.
149. KİREMİTÇİ A, ALTINCI P (2008). Self-etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler Bölüm I: Farklı özelliklerde diş sert dokularına bağlanma etkinliği. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg(Clinical Dentistry and Research)* 32: 33–48.
150. Stamatacos C, Simon JF (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)* 34.
151. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry* 81: 135–141.

152. El-Mowafy O (2001). The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal-Canadian Dental Association* 67: 97–102.
153. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental materials* 23: 71–80.
154. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift Edward J J (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 22: 412–419.
155. Simon JF, Darnell LA (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)* 33.
156. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials* 25: 1104–1108.
157. Pegoraro TA, da Silva NRFA, Carvalho RM (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America* 51: 453–471.
158. <https://www.kuraraynoritake.eu/uk/panavia-v5> (n.d.). .
159. ÜSTÜN Ö, ÖZARSLAN MM, BÜYÜKKAPLAN UŞ (2017). Restoratif materyallerin direncini ölçen mekanik testler ve klinik etkileri. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics* 3: 224–228.
160. Hammad IA, Talic YF (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry* 75: 602–608.
161. Uctasli S, Harrington E, Wilson HJ (1995). The fracture resistance of dental materials. *Journal of Oral Rehabilitation* 22: 877–886.
162. Magne P, Belser UC (2003). Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 23.
163. Cho L, Song H, Koak J, Heo S (2002). Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *The Journal of prosthetic dentistry* 88: 388–395.

164. Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O (2012). Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical oral investigations* 16: 1105–1110.
165. Gale MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry* 27: 89–99.
166. McInnes PM, Dickinson GL (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental materials* 8: 181–184.
167. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, García-Godoy F, Ferrari M (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences* 115: 417–424.
168. Yañez MJ, Barbosa SE (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy research and technique* 61: 463–468.
169. Usanmaz D (2005). „„STM/AFM ile yüzey karakterizasyonu””. *Gazi üniversitesi, yüksek lisans tezi*.
170. Scotti N, Borga FAC, Alovise M, Rota R, Pasqualini D, Berutti E (2012). Is fracture resistance of endodontically treated mandibular molars restored with indirect onlay composite restorations influenced by fibre post insertion? *Journal of dentistry* 40: 814–820.
171. Kassotakis EM, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I (2015). Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments on Luting CAD/CAM Composite Resin Overlay Workpieces. *Journal of Adhesive Dentistry* 17.
172. Dere M, Özcan M, Göhring TN (2010). Marginal quality and fracture strength of root-canal treated mandibular molars with overlay restorations after thermocycling and mechanical loading. *Journal of Adhesive Dentistry* 12: 287.
173. Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L, Soares CJ (2007). The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 98: 277–284.

174. Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Kulak-Ozkan Y (2013). Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. *Journal of Prosthodontics* 22: 537–542.
175. Egbert JS, Johnson AC, Tantbirojn D, Versluis A (2015). Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science International* 12: 53–58.
176. Ferraris F (2017). Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. *Int J Esthet Dent* 12: 482–502.
177. Abduo J, Sambrook RJ (2018). Longevity of ceramic onlays: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30: 193–215.
178. Huang X, Zou L, Yao R, Wu S, Li Y (2020). Effect of preparation design on the fracture behavior of ceramic occlusal veneers in maxillary premolars. *Journal of Dentistry* 97: 103346.
179. Edelhoff D, Sorensen JA (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 87: 503–509.
180. Flores M, Garza NE, Coronado JEA (2022). Indirect ceramic overlay restorations as a minimally invasive alternative for posterior rehabilitation. *J App Dent Scien* 8: 79–83.
181. Vagropoulou GI, Klifopoulou GL, Vlahou SG, Hirayama H, Michalakis K (2018). Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: A systematic review and analysis of studies. *Journal of oral rehabilitation* 45: 903–920.
182. van Dijken JW V, Hasselrot L (2010). A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dental materials* 26: 929–939.
183. Doyle MG, Goodacre CJ, Munoz CA, Andres CJ (1990). The Effect of Tooth Preparation Design on the Breaking Strength of Dicor Crowns: Part 3. *International Journal of Prosthodontics* 3.
184. Pospiech P, Rammelsberg P, Unsöld F (1996). A new design for all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence International* 27.

185. Stappert CFJ, Att W, Gerds T, Strub JR (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *The Journal of the American Dental Association* 137: 514–522.
186. Kois DE, Isvilanonda V, Chaiyabutr Y, Kois JC (2013). Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 25: 110–122.
187. Naik VB, Jain AK, Rao RD, Naik BD (2022). Comparative evaluation of clinical performance of ceramic and resin inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta analysis. *Journal of Conservative Dentistry* 25: 347–355.
188. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M (2016). Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. *Journal of dental research* 95: 985–994.
189. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE (2015). Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: a retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry* 114: 364–366.
190. Donovan T, Simonsen RJ, Guertin G, Tucker R V (2004). Retrospective clinical evaluation of 1,314 cast gold restorations in service from 1 to 52 years. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry* 16.
191. Hekland H, Riise T, Berg E (2003). Remakes of Colorlogic and IPS Empress Ceramic Restorations in General Practice. *International Journal of Prosthodontics* 16.
192. Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H (2012). Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *International Journal of Prosthodontics* 25.
193. Rosentritt M, Rauch A, Hahnel S, Schmidt M (2023). In-vitro performance of subtractively and additively manufactured resin-based molar crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 141: 105806.
194. Comba A, Baldi A, Carossa M, Michelotto Tempesta R, Garino E, Llubani X, Rozzi D, Mikonis J, Paolone G, Scotti N (2022). Post-fatigue fracture resistance of lithium disilicate and polymer-infiltrated ceramic network indirect restorations over

- endodontically-treated molars with different preparation designs: An in-vitro study. *Polymers* 14: 5084.
195. Davidowitz G, Kotick PG (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics* 55: 559–570.
 196. Gürel K (n.d.). CAD/CAM ve konvansiyonel döküm yöntemleriyle üretilen kobalt-krom ve titanyum metal alt yapılı seramik kronların marjinal ve internal uyumlarının in vitro karşılaştırılması olarak araştırılması.
 197. Venturini AB, Prochnow C, Pereira GKR, Segala RD, Kleverlaan CJ, Valandro LF (2019). Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid-and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. *Dental Materials* 35: 534–542.
 198. Andrade JP, Stona D, Bittencourt HR, Borges GA, Burnett Júnior LH, Spohr AM (2018). Effect of Different Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing (CAD/CAM) Materials and Thicknesses on the Fracture Resistance of Occlusal Veneers. *Operative Dentistry* 43: 539–548.
 199. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *The Journal of the American Dental Association* 136: 1714–1723.
 200. Ilgenstein I, Zitzmann NU, Bühler J, Wegehaupt FJ, Attin T, Weiger R, Krastl G (2015). Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays. *Clinical oral investigations* 19: 1021–1028.
 201. Ishida Y, Miyasaka T (2016). Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. *Dental materials journal* 35: 250–256.
 202. McDonald A (2001). Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. *Dental update* 28: 84–90.
 203. Alassar RM, Samy AM, Amin RA (2020). Effect of Cavity Design and Cusp Inclination on Fracture Resistance of Indirect Overlay Restorations In Maxillary First Premolars: An In Vitro Study. *Al-Azhar Assiut Dental Journal* 3: 7–18.

204. Chen S, Lu M, Zhu Z, Chen W (2023). Clinical performance of two onlay designs for molars after root canal treatment. *Journal of Oral Science* 65: 171–175.
205. Kassis C, Khoury P, Mehanna CZ, Baba NZ, Bou Chebel F, Daou M, Hardan L (2021). Effect of inlays, onlays and endocrown cavity design preparation on fracture resistance and fracture mode of endodontically treated teeth: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics* 30: 625–631.
206. Attia M, Fahmy N, Shaker A, Salah T (2024). The effect of different materials and cavity designs on fracture resistance of ceramic partial coverage. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.
207. Alberto Jurado C, Kaleinikova Z, Tsujimoto A, Alberto Cortés Treviño D, Seghi RR, Lee DJ (2022). Comparison of fracture resistance for chairside CAD/CAM lithium disilicate crowns and overlays with different designs. *Journal of prosthodontics* 31: 341–347.
208. Hofsteenge JW, Carvalho MA, Borghans PM, Cune MS, Özcan M, Magne P, Gresnigt MMM (2023). Effect of preparation design on fracture strength of compromised molars restored with lithium disilicate inlay and overlay restorations: An in vitro and in silico study. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 146: 106096.
209. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M (2015). Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials* 31: 907–915.
210. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR (2013). Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 110: 264–273.
211. Sirous S, Navadeh A, Ebrahimgol S, Atri F (2022). Effect of preparation design on marginal adaptation and fracture strength of ceramic occlusal veneers: A systematic review. *Clinical and Experimental Dental Research* 8: 1391–1403.
212. de CARVALHO RF, Martins MEMN, de QUEIROZ JRC, Leite FPP, Oezcan M (2011). Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dental materials journal* 30: 392–397.

213. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, De Melo RM, Valandro LF, Bottino MA (2016). Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Operative dentistry* 41: 171–178.
214. Özcan M, Vallittu PK (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials* 19: 725–731.
215. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials* 30: 954–962.
216. Akın GE, Hergüner-siso Ş, Akın H (2012). Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012: 125–131.
217. Kelly JR, Giordano R, Poher R, Cima MJ (1990). Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *International Journal of Prosthodontics* 3.
218. Akbarian G, Ameri H, Chasteen JE, Ghavamnasiri M (2014). Fracture resistance of premolar teeth restored with silorane-based or dimethacrylate-based composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 26: 200–207.
219. Morgano SM, Milot P (1993). Clinical success of cast metal posts and cores. *The Journal of prosthetic dentistry* 70: 11–16.
220. Nordahl N, von Steyern PV, Larsson C (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of oral science* 57: 255–261.
221. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M (2015). Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental materials* 31: 1363–1369.
222. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B (2016). Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials* 32: 442–449.
223. Kelly JR (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 81: 652–661.

224. Gresnigt MMM, Özcan M, van den Houten MLA, Schipper L, Cune MS (2016). Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dental materials* 32: 607–614.
225. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V (2017). In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical oral investigations* 21: 1213–1219.
226. Sener-Yamaner ID, Sertgöz A, Toz-Akalın T, Özcan M (2017). Effect of material and fabrication technique on marginal fit and fracture resistance of adhesively luted inlays made of CAD/CAM ceramics and hybrid materials. *Journal of adhesion science and Technology* 31: 55–70.
227. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC (2004). Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials* 20: 862–872.
228. Claus H (1989). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *International Journal of Prosthodontics* 2.
229. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C (1993). The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth: A cross-sectional study. *Acta Odontologica Scandinavica* 51: 323–331.
230. Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M (2009). Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *European journal of oral sciences* 117: 312–318.
231. Mohamed MSED (2020). Fracture resistance of molar teeth restored by endocrown and onlay cad/cam monolithic ceramic materials. An in-vitro study. *Al-Azhar Journal of Dental Science* 23: 95–102.
232. Luekiatpaisarn J (2018). Fracture resistance of occlusal ceramic and composite molar onlay comparing to lithium disilicate molar crown.
233. Abdel-Aziz M (2016). Effect of pulpal Extension on the fracture resistance of Endodontically treated molars restored with different cad/cam ceramic onlays. *DENTAL JOURNAL* 62: 1367.

234. GÜRPINAR B, ÇELAKIL T, BACA E, EVLİOĞLU G (2020). Fracture resistance of occlusal veneer and overlay CAD/CAM restorations made of polymer-infiltrated ceramic and lithium disilicate ceramic blocks. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi* 41: 131–142.
235. Harsha MS, Prafulla M, Babu MR, Leneena G, Krishna TS, Divya G (2017). The effect of cavity design on fracture resistance and failure pattern in monolithic zirconia partial coverage restorations-an in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 11: ZC45.
236. Abo El-Farag SA, El Nawawy MS (2019). Fracture resistance of different esthetic partial coverage restorations. *Egyptian Dental Journal* 65: 599–609.
237. Mekled S, Iskander M, Rodriguez B, Hodges P, Bhogal J, Adechoubou J, Weinstein G (2024). Fracture resistance of CAD/CAM provisional crowns with two different designs: an in vitro study. *Exploration of Medicine* 5: 566–573.
238. Abdulkareem MA, Al-Shamma AMW (2023). Marginal Adaptation and Fracture Resistance of 3D Printed and CAD/CAM Milled Definitive Resin Matrix Ceramic Crowns. *International Journal of Computerized Dentistry* 0.
239. Roberts E (2024). *STEP-STRESS FATIGUE, FRACTURE TOUGHNESS AND LOAD TO FAILURE OF AN ADDITIVELY MANUFACTURED CERAMIC FILLED HYBRID CROWN MATERIAL.*
240. Korkmaz C (2015). Tam seramiklerin dişhekimliğindeki yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 24: 136–140.
241. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin X-Y, Zhang P, Lin Z-T, Wu B-L (2018). A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *The Journal of prosthetic dentistry* 119: 363–368.
242. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry* 7: e495.

243. Ioannidis A, Bomze D, Hämmerle CHF, Hüsler J, Birrer O, Mühlemann S (2020). Load-bearing capacity of CAD/CAM 3D-printed zirconia, CAD/CAM milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate ultra-thin occlusal veneers on molars. *Dental Materials* 36: e109–e116.
244. Posselt A, Kerschbaum T (2003). Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *International journal of computerized dentistry* 6: 231–248.
245. Banditmahakun S, Kuphasuk W, Kanchanavasita W, Kuphasuk C (2006). The effect of base materials with different elastic moduli on the fracture loads of machinable ceramic inlays. *Operative dentistry* 31: 180–187.
246. Fouad LA, Nasr HH, Nabil O (2024). Fracture Resistance of Occlusal Veneers Fabricated from Different Types of CAD/CAM Materials: An In-Vitro Study. *Egyptian Dental Journal* 70: 2625–2635.
247. Arafa A, Ziada A (2023). Marginal adaptability and fracture resistance of endodontically treated premolars restored with 3D printed and milled endo-crowns. *Egyptian Dental Journal* 69: 2137–2152.