



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM BLOKLARIN EROZE DENTİN  
DOKUSUNA OLAN BAĞLANTI  
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Pınar NAİBOĞLU

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY

TRABZON-2019

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU

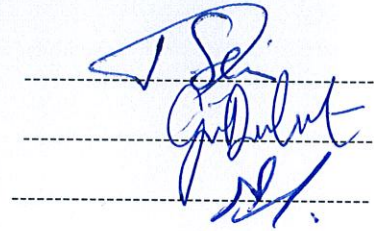
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Dt. Pınar NAİBOĞLU'nun hazırladığı "CAD-CAM Blokların Eroze Dentin Dokusuna Olan Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesi" başlıklı Tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY

Jüri Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU

Jüri Dr. Öğr. Üyesi Ebru USLU CENDER



Bu Tez KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş tedavisi Anabilim Dalı'nın 28./08/2019 tarih ve 13. sayılı kararı ile onaylanmıştır.



Prof. Dr. Polat KOŞUCU

DEKAN

AĞUSTOS-2019

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 eserim 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 aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

28/08/2019  
Pınar NAİBOĞLU  
(İmza)

## ***İthaf***

*Uzmanlık tezimi çok sevdiğim aileme ithaf ediyorum.*



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, yöneten tezimin her aşamasında yardımcı olan danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY'a

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU'na ve bölüm hocalarıma

Tez hazırlama sürecimde yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Tayfur KÜÇÜKÖMEROĞLU'na, Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e, Arş. Gör. Ebru GÜNDOĞAN AŞIK'a,

KTÜ Fizik Bölümü'ne, KTÜ Makina Mühendisliği Bölümü'ne, KTÜ Metalurji Malzeme Mühendisliği Bölümü'ne, KTÜ Kimya Bölümü'ne ve desteklerinden dolayı KTÜ Bilimsel Araştırmalar Projeler Birimi'ne

Uzmanlık eğitimim boyunca yanımda olan ve desteklerini hissettiğim Ayça KIRAN, Esra BALTACIOĞLU, Esmahan OKUR, Beyza ZAİM, Hatice ERYUVA, Anıl YILMAZ, Ayşenur YAVUZ, Elif KARAPIÇAK başta olmak üzere tüm bölüm arkadaşlarıma

Bölüm sekreterlerimiz Nahide KUVVET ve Yeşim YILMAZ AYDIN'a, bölüm personellerimiz Serhat ŞAHİN, Züleyha AKPINAR ve Burak YAZICI'ya,

Beni bugünlere getiren canım aileme, varlıklarıyla hayatımı güzelleştiren Esmâ, Zeynep ve Tuba'ya

içten teşekkürlerimi sunarım.

Pınar NAİBOĞLU

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

KABUL ve ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLOLAR DİZİNİ

ix

ŞEKİLLER DİZİNİ

x

RESİMLER DİZİNİ

xi

SİMGE, KISALTMA ve FORMÜLLER DİZİNİ

xii

ÖZET

xiv

ABSTRACT

xv

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1. Dental Erozyon

3

2.1.1. Dental Erozyonun Ektrinsik Nedenleri

3

2.1.2. Dental Erozyonun İntrensik Nedenleri

4

2.1.3. Dental Erozyonun Davranışsal Nedenleri

5

2.1.4. Dental Erozyon Sürecini Etkileyen Biyolojik Faktörler

5

2.1.5. Dentinde Erozyon

6

2.1.6. Dental Erozyonun Bağlanma Dayanımı Üzerindeki Etkisi

6

2.1.7. Erozyonun Klinik Görünümü

7

2.1.8. Erozyondan Korunma

8

2.1.9. Eroze Dişlerde Tedavi Planlaması

10

2.2. Dental CAD/CAM Sistemleri

11

2.2.1. CAD/CAM Bileşenleri

11

2.2.1.1. Veri Toplama Ünitesi (CAI, Computer Aided Impression)

11

2.2.1.2. Restorasyonun Üç Boyutlu Olarak Planlanması ve Tasarımı (CAD)

12

2.2.1.3. Restorasyonun Üretilmesi (CAM)

13

2.2.2. CAD/CAM Sistemlerin Kullanım Alanları

14

2.2.3. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları	14
2.2.4. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları	14
2.2.5. CAD/CAM Sistemlerin Üretim Şekilleri	15
2.2.5.1. Hasta Başında Gerçekleşen Üretim	15
2.2.5.2. Laboratuvarda Üretim	16
2.2.5.3. Üretim Merkezli Gerçekleşen CAD/CAM Üretimi	18
2.2.5.4. Ağ Bağlantılı ya da Açık Konsept Uygulaması Şeklinde Gerçekleşen Üretim	19
2.2.6. Dental CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller	20
2.2.6.1. Feldspatik Seramikler	20
2.2.6.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	20
2.2.6.3. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	21
2.2.6.4. Oksit Seramikler	21
2.2.6.5. Nanoseramikler	23
2.2.6.6. Hibrit Seramikler	24
2.2.6.7. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler	25
2.2.6.8. Kompozitler	25
2.2.6.9. Polimerler	26
2.2.6.10. Metaller	27
2.3. Dental Simanlar	27
2.3.1. İdeal Yapıştırma Simanının Sahip Olması Gereken Özellikler	27
2.3.2. Dental Simanların Sınıflandırılması	28
2.3.2.1. Fosfat Bazlı Simanlar	28
2.3.2.2. Fenolat Bazlı Simanlar	29
2.3.2.3. Polikarboksilat Bazlı Simanlar	29
2.3.2.4. Cam İyonomer	30
2.3.2.5. Rezin Simanlar	32
2.4. Bağlanma Dayanımı Testleri	41
2.4.1. Makro Test Yöntemleri	42
2.4.1.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	42
2.4.1.2. Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi	42
2.4.1.3. Push-Out Bağlanma Dayanımı Testi	43
2.4.2. Mikro Test Yöntemleri	43
2.4.2.1. Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi	43

2.4.2.2. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi	43
2.4.2.3. Mikro Push-Out Bağlanma Dayanımı Testi	44
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>45</b>
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	48
3.2. Dentin Örneklerine Erozyon Abrazyon Prosedürünün Uygulanması	51
3.3. CAD/CAM Blokların Kesilmesi	53
3.4. CAD/CAM Bloklarda Simantasyon Öncesi Yüzey Hazırlığı	55
3.4.1. Lava Ultimate İçin Yüzey Hazırlığı	55
3.4.2. Vita Enamic İçin Yüzey Hazırlığı	56
3.4.3. Vita Suprinity İçin Yüzey Hazırlığı	56
3.5. CAD/CAM Blok Örneklerinin Dişlere RelyX U200 Automix ile Simantasyonu	57
3.6. CAD/CAM Blok Örneklerinin Dişlere Multilink N ile Simantasyonu	58
3.7. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	59
3.8. Makaslama Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	60
3.9. Kırılma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi	63
3.10. İstatistiksel Değerlendirme	64
<b>4. BULGULAR</b>	<b>65</b>
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Değerlendirmesi	65
4.2. Kırılma Türlerinin Değerlendirilmesi	69
<b>5. TARTIŞMA ve SONUÇ</b>	<b>73</b>
<b>6. KAYNAKLAR</b>	<b>90</b>
<b>EKLER</b>	<b>112</b>
EK 1. Etik Kurul Onay Belgesi	113
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>114</b>



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo No</b>		<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b>	Deney gruplarının oluşturulması	<b>46</b>
<b>Tablo 2.</b>	Çalışmada kullanılan materyallerin kodu, kimyasal bileşimi, üretici firması ve seri numarası	<b>47</b>
<b>Tablo 3.</b>	Çalışma grupları ve kodları	<b>60</b>
<b>Tablo 4.</b>	Kırılma tipinin belirlenmesinde kullanılan kriterler	<b>64</b>
<b>Tablo 5.</b>	3-yönlü ANOVA etkileşim tablosu	<b>67</b>
<b>Tablo 6.</b>	Grupların ortalama ( $\pm$ SS) makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	<b>68</b>
<b>Tablo 7.</b>	Kırılma tiplerinin gruplara göre dağılımı	<b>69</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Çalışma gruplarının makaslama bağlanma dayanım değerleri	68
Şekil 2.	Lava Ultimate bloğunda görülen kırılma tiplerinin dağılımı	70
Şekil 3.	Vita Enamic bloğunda görülen kırılma tiplerinin dağılımı	71
Şekil 4.	Vita Suprinity bloğunda görülen kırılma tiplerinin dağılımı	72



## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim No</b>		<b>Sayfa</b>
<b>Resim 1.</b>	Düşük hızlı hassas kesme cihazı	49
<b>Resim 2.</b>	Dişlerin elmas separe ile meziodistal yönde kesilmesi	49
<b>Resim 3.</b>	Dentin örneği	49
<b>Resim 4.</b>	Otopolimerizan akrilik rezine gömülen dentin örneği	50
<b>Resim 5.</b>	180 adet dentin örneği	50
<b>Resim 6.</b>	Zımparalama cihazı	51
<b>Resim 7.</b>	Şarj edilebilir diş fırçası düzeneğinin yandan görünüşü	52
<b>Resim 8.</b>	Şarj edilebilir diş fırçası düzeneğinin önden görünüşü	52
<b>Resim 9.</b>	CAD/CAM bloğun vertikal yönde kesilmesi	53
<b>Resim 10.</b>	CAD/CAM bloğun horizontal yönde kesilmesi	54
<b>Resim 11.</b>	Vita Enamic	54
<b>Resim 12.</b>	Lava Ultimate	54
<b>Resim 13.</b>	Vita Suprinity	54
<b>Resim 14.</b>	Örnek yüzeylerinin ölçümü	55
<b>Resim 15.</b>	Cojet kumu	56
<b>Resim 16.</b>	Monobond N	56
<b>Resim 17.</b>	%5'lik hidroflorik asit jel	56
<b>Resim 18.</b>	Kristalizasyon fırını	57
<b>Resim 19.</b>	RelyX U200 Automix rezin siman seti	58
<b>Resim 20.</b>	Multilink N rezin siman seti	59
<b>Resim 21.</b>	Makaslama bağlanma dayanımı deneyi için hazırlanan örnekler	59
<b>Resim 22.</b>	Universal test sistemi	61
<b>Resim 23.</b>	Test cihazına yerleştirilen ve sabitlenen bir örnek	62
<b>Resim 24.</b>	Stereo mikroskop	63

## KISALTIMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

### Kısaltmalar

<b>CAD/CAM</b>	Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim
<b>EDTA</b>	Etilendiamin Tetraasetik Asit
<b>µm</b>	Mikrometre
<b>mm</b>	Milimetre
<b>nm</b>	Nanometre
<b>Cr</b>	Krom
<b>Co</b>	Kobalt
<b>MPa</b>	Megapascal
<b>EBA</b>	2-etoksibenzoik Asit
<b>PMC</b>	Poliasit Modifiye Kompozit Resin
<b>Bis-GMA</b>	Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat
<b>UDMA</b>	Üretan Dimetakrilat
<b>HEMA</b>	Hidroksi Etil Metakrilat
<b>Bis-EMA</b>	Etoksilat Bisfenol A Dimetakrilat
<b>TEGDMA</b>	Trietilen Glikol Dimetakrilat
<b>HCl</b>	Hidroklorik Asit
<b>L.U</b>	Lava Ultimate
<b>V.E</b>	Vita Enamic
<b>V.S</b>	Vita Suprinity
<b>R.U</b>	RelyX U200 Automix
<b>M.N</b>	Multilink N
<b>N</b>	Newton
<b>RDA</b>	Rölatif Dentin Abrazivitesi
<b>REA</b>	Rölatif Mine Abrazivitesi
<b>ISO</b>	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
<b>M</b>	Molar
<b>ark.</b>	Arkadaşları
<b>MMPs</b>	Matriks Metalloproteinaz
<b>dk.</b>	Dakika

### Simgeler

<	Küçük
---	-------

>	Büyük
°C	Santigrat Derece
mm <sup>2</sup>	Milimetre Kare

#### Formüller

<b>HCl</b>	Hidroklorik Asit
<b>MgO</b>	Magnezyum Oksit
<b>ZnO<sub>2</sub></b>	Çinko Oksit
<b>Li<sub>2</sub>O</b>	Lityum Oksit
<b>K<sub>2</sub>O</b>	Potasyum Oksit
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	Zirkonyum Oksit
<b>SiO<sub>2</sub></b>	Silikon Dioksit
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Alüminyum Oksit
<b>Na<sub>2</sub>O</b>	Sodyum Oksit
<b>NaCl<sub>2</sub></b>	Sodyum Klorür
<b>CaCl<sub>2</sub></b>	Kalsiyum Klorür
<b>NH<sub>4</sub>Cl</b>	Amonyum Klorür
<b>KCl</b>	Potasyum Klorür
<b>NaSCN</b>	Sodyum Tiyosiyanat
<b>KH<sub>2</sub>PO</b>	Potasyum Di Hidrojen Fosfat
<b>Na<sub>2</sub>HPO</b>	Di Sodyum Hidrojen Fosfat

## ÖZET

### CAD/CAM BLOKLARIN EROZE DENTİN DOKUSUNA OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmada intrinsik gastrik erozyonu taklit etmek için HCl ile erozyon, ardından abrazyon prosedürü uygulanan dentin örneklerine güncel CAD/CAM bloklar iki ayrı rezin simanla yapıştırılıp bağlantı dayanımının değerlendirilmesi amaçlandı.

Çalışma için 180 adet gömülü üçüncü büyük azı dişi her grupta 90 diş olacak şekilde 2 gruba ayrıldı. İlk grupta düz dentin yüzeyleri hazırlandı (kontrol). İkinci grupta düz hazırlanan dentin yüzeylerine erozyon-abrazyon prosedürü uygulandı. Dentin örneklerine pH'sı 2 olan 0.01 M hidroklorik asit 2 dakika süre ile uygulandı ve sonrasında diş fırçası ile abrazyon prosedürü gerçekleştirildi. Bu prosedür 3 kez tekrar edildi. Her iki gruptaki örnekler 6 alt gruba ayrıldı (n=15). Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity CAD/CAM bloklar sağlam ve eroze dentin yüzeylerine RelyX U200 Automix ve Multilink N rezin simanlarıyla yapıştırıldı (3x3x3 mm). 24 saat 37°C'de nemli ortamda bekletilen örnekler başlık hızı 0.5 mm/dk olan universal test cihazı ile makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı. Kopan örnek yüzeyleri stereo mikroskop ile analiz edildi. Makaslama bağlanma dayanımı verileri (MPa) 3-yönlü ANOVA testi ve Bonferroni düzeltmesi ile analiz edildi.

Sağlam dentin eroze dentinden daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdi. Lava Ultimate blok RelyX U200 Automix simanı ile birlikte kullanıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edildi. Multilink N, RelyX U200 Automix'den istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdi. Yapıştırma stratejisine bakılmaksızın Vita Suprinity ve Vita Enamic bloklar Lava Ultimate'den daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdi. Bloklar arasındaki anlamlı fark sağlam dentin ve Multilink N simanı kullanıldığında elde edildi.

Erozyon dentin dokusunda bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkiledi. Eroze dentine CAD/CAM materyallerin bağlantısı self-etch rezin siman kullanıldığında self-adeziv rezin simana göre daha başarılı bulundu.

Anahtar kelimeler: erozyon, CAD/CAM blok, Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity, RelyX U200 Automix, Multilink N, makaslama bağlanma dayanımı.

## **ABSTRACT**

### **EVALUATION OF SHEAR BOND STRENGTH OF CAD / CAM BLOCKS TO ERODED DENTIN**

The aim of the study is to evaluate shear bond strength of current CAD / CAM blocks to sound and erosive dentine tissues with two different resin cements.

For this study, 180 human third molars were divided into two groups of 90 teeth each. In the first group, flat dentin surfaces were prepared (control). In the second group, the erosion-abrasion procedure was applied to the flat dentine surfaces. In order to mimic intrinsic gastric erosion, erosion procedure was performed with HCl. 0.01 M hydrochloric acid pH 2 was applied to dentin samples for 2 minutes and then abrasion procedure was performed with toothbrush. This procedure was repeated 3 times. Specimens in both groups were divided into 6 subgroups (n=15). Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity CAD / CAM blocks were bonded to sound and eroded dentin surfaces with RelyX U200 Automix and Multilink N resin cements (3x3x3 mm). After 24 hours of storage in %100 relative humidity at 37°C, specimens were subjected to shear bond strength test in a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min. The sample surfaces were analyzed by stereo microscope. Shear bond strength data (MPa) were analyzed with 3-way ANOVA and Bonferroni correction.

The sound dentin showed higher shear bond strength than the eroded dentin. A statistically significant difference was obtained when the Lava Ultimate block was used in combination with the RelyX U200 Automix cement. Multilink N showed statistically significant higher shear bond strength than the RelyX U200 Automix. Regardless of the luting strategy, the Vita Suprinity and Vita Enamic blocks showed higher shear bond strength than Lava Ultimate, a significant difference between the blocks were obtained in the group that used Multilink N resin in sound dentin.

Erosion negatively affected the bond strength of CAD/CAM blocks to dentin tissue. The bond strength of CAD / CAM materials to eroded dentine was found to be more successful than self-adhesive resin cement when self-etch resin cement was used.

Keywords: erosion, CAD/CAM block, Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity, RelyX U200 Automix, Multilink N, shear bond strength.

## 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Dental erozyon diş dokularının bakterilerin etkisi olmadan görülen kimyasal kökenli yıkımıdır. Etiyolojisinde intrinsik, ekstrinsik, davranışsal ve süreci modifiye eden biyolojik faktörler rol alır. Düzenli kusma, kalıcı regurjitasyon, gastroözofageal reflü, kronik gastrit, peptik ülser gibi durumlarda midenin asidik içeriği diş yüzeylerini etkiler. İntrinsik erozyon nedeni mide sıvısı kaynaklı hidroklorik asit (HCl)'dir. Erozyon önce mine dokusunu ardından dentin dokusunu etkiler. Erozyona bağlı dentin dokusunda yapısal değişiklikler meydana gelir ve restoratif materyallerin eroze dentine bağlanma problemi söz konusu olur.

Son yirmi yılda bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin estetik açıdan tatmin edici ve stabil materyallerle çalışılmasına izin verdiği, hata potansiyelini azalttığı, daha kısa sürede daha nitelikli üretim prosedürü sunduğu için kullanımı giderek artmıştır. Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Suprinity materyal içeriği farklı olan güncel CAD/CAM bloklardandır. Bu blokların dental dokulara bağlanması için rezin simanlardan yararlanır. Eroze dentin dokularında self-etch (kendinden asitli) ve self-adeziv (kendinden adezivli) rezin simanların kullanılması tercih edilir. Etch and rinse (asitlenen ve yıkanan) rezin simanlar kollojen yapının bozulmasına ve hassasiyete neden olabileceği için tercih edilmez.

Çalışmanın amacı, güncel restoratif CAD/CAM blok materyallerinin eroze dentin dokularına bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir. Çalışmada gömülü üçüncü molar dişler kullanılmış olup intrinsik erozyon prosedürü taklit edilmiştir. Materyal içeriği farklı olan üç ayrı güncel CAD/CAM bloğun self etch (Multilink N) ve self adeziv (RelyX U200) rezin simanlarla yüzeyel dentin dokusuna yapıştırılması sonrası makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir.

Bu doğrultuda çalışmanın hedefleri şunlardır:

- 1- Eroze ve sağlam dentin dokularının bağlanma dayanımının değerlendirilmesi
- 2- Farklı rezin simanların eroze ve sağlam dentin dokularına olan bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi
- 3- Eroze ve sağlam dentin dokularında farklı CAD/CAM blokların bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi ve birbirleriyle karşılaştırılması

Gastrik erozyon abrazyon prosedürü taklit edildikten sonra CAD/CAM blokların farklı rezin simanlarla eroze dentin dokusuna olan bağlanma dayanımının değerlendirildiği



Çalışmaya literatür araştırmalarında rastlanılmamıştır. Elde edilen sonuçlar ileride yapılacak bilimsel çalışmalara örnekle teşkil edeceği gibi eroze dişlerin restorasyonunda restoratif materyal ve yapıştırıcı siman seçimi konusunda fikir sahibi olunulması da sağlayacaktır.



## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Dental Erozyon**

Dental erozyon, bakteriyel tutulum olmaksızın diş yüzeylerinde iç ve dış kaynaklı asitlerin neden olduğu, çok faktörlü etiyojolojiye sahip madde kaybı olarak tanımlanır (1, 2). Dişlerin ekstrinsik veya intrinsik kaynaklı asitlerle doğrudan temasından kaynaklanır, ancak eroziv lezyonların gelişimi ve ilerlemesi çeşitli davranışsal veya biyolojik faktörler tarafından modifiye edilir (3).

Eroziv aşınmada, diş yüzeyi ilk önce asit tarafından saldırıya uğrar, Koulourides (1968) tarafından 'yumuşama' olarak adlandırılan yapısal bütünlük ve mekanik güç kaybı görülür. Bu durum diş yüzeyini sağlam diş yüzeyi üzerinde önemli etkisi olmayan kuvvetler de dahil olmak üzere ağız içi abrazyon kuvvetlerine karşı savunmasız hale getirir (4).

#### **2.1.1. Dental Erozyonun Ekstrinsik Nedenleri**

Ekstrinsik erozyon, dış kaynaklı asitler sonucu oluşur (5). Dental erozyona sebep olan ekstrinsik faktörler çevresel, diyet ve ilaçlar olmak üzere başlıklar altında gözden geçirilecektir.

Dinamit fabrikası işçilerinde sülfürik ve nitrik asite, pil fabrikası işçilerinde sülfürik asite, galvanizing fabrikası işçilerinde HCl'e maruziyet görülür. Klorlu yüzme havuzlarında yarışmalara hazırlanan yüzücülerde, mühimmat imalatı işçilerinde, pipetle asitleri ağızlarına alan laboratuvar çalışanlarında ve profesyonel şarap tadımcılarında gözlenen erozyon çevresel kaynakların neden olduğu ekstrinsik erozyondur (1).

Dental erozyonun etiyojisinde diyet en önemli role sahip olup diyet asitleri, ekstrinsik dental erozyonunun başlıca nedenidir (5). En sık tüketilen eroziv asitler, taze meyveler, meyve suları ve alkolsüz içeceklerde bulunan meyve asitleri ve fosforik asittir (6). Askorbik asit (C vitamini) içeren tüm içecek çeşitlerinin, spor içeceklerinin ve şekerlemelerin ekstrinsik erozyona yol açtığı bildirilmiştir (3). C vitamini (L-askorbik asit) içeren preparatların kullanılması, aklorhididen muzdarip bireylerin tedavisinde ağız yoluyla HCl verilmesi, juvenil romatoid artritin tedavisinde yüksek dozda verilen asetilsalisilik asitin (aspirin) çiğneme tabletleri halinde kullanılması, etilendiamintetraasetik asit (EDTA) içeren diş taşı oluşumunu engelleyen gargaraların uzun süreli kullanılması ilaçlar grubunda değerlendirilen ekstrinsik erozyon nedenleridir (1).

### 2.1.2. Dental Erozyonun İntrensik Nedenleri

Gastrik asit tarafından uyarılan dental erozyon haftada en az bir kez gerçekleşen ve birkaç yıl süre ile meydana gelen düzenli kusma, kalıcı regürjitasyon, gastroözofageal reflü, kronik gastrit, peptik ülser ya da uzun süren ruminasyon gibi " üst gastrointestinal sistemin bazı bozukluklarında, diabetes insipidus, hipertiroidizm gibi metabolik ve endokrin bozukluklarda, dijitaller, östrojenler, kematerapötik ajanlar, beta blokörler, levadopa ve opioidler gibi bazı ilaçların yan etkilerinde ağız kuruluşuna ek olarak gerçekleşen kusma nedeniyle, alkol ve madde bağımlılığında, bazı psikosomatik bozukluklarda (strese bağlı psikojenik kusma, anoreksia ve bulimia nervosa gibi) görülür (7). Bu vakalarda, midenin asidik içeriği diş yüzeylerini ciddi şekilde etkileyebilir (8). Bu bozuklukların bir sonucu olarak dental erozyonun oluşup oluşmadığı, şiddeti ve ilerlemesi, sadece kusma veya regürjitasyonun sıklığı ve süresine değil aynı zamanda dişlerin gastrik aside maruz kaldıktan sonra hastaların ağız hijyen alışkanlıklarına, dental sert dokuların doğasına (mineralizasyon derecesi, florür içeriği) ve salgılanan tükürüğün nitelik ve niceliğine bağlıdır (7).

Mide suyu reflü veya kusma sırasında ağız boşluğuna ulaşan ve organik matriks için tehdit oluşturabilen pepsin gibi proteolitik enzimleri içerir (2). Gastrik asitin pH'sı 0.9-1.5 arasında değişir ve bu değer minenin çözünmesi için kritik pH değeri olan 5.5'in çok altındadır. Bu durumda dişler mideden gelen hidroklorik aside maruz kalır ve diş yüzeyindeki pH 1-2'ye kadar düşebilir (8-10). Gastrik sıvının içinde bulunan hidroklorik asit, yüksek eroziv potansiyel gösteren güçlü bir asittir (2, 11). Demineralizasyona ve diş sert dokularının kaybına neden olur (12). Suda tamamen hidrojen ve klorür iyonlarına ayrılan hidroklorik asit, mineralleri hızla ve doğrudan çözer, uzaklaştırır. Klorür iyonu, mineral çözünmesinde rol oynamaz (13). Laboratuvar çalışmalarında HCl'nin daha yüksek derişimli sitrik asit ile karşılaştırıldığında dentin dokusunda daha fazla mineral kaybına yol açtığı gösterilmiştir (2). Klinik olarak HCl ciddi eroziv lezyonların nedeni olarak kabul edilmiştir (8). HCl'nin yüksek eroziv potansiyeli düşük pH'sı ve yüksek titre edilebilir asiditesinden kaynaklanmaktadır (14). Bununla birlikte, dental erozyonun klinik tezahürü mide asidinin haftada birkaç kez düzenli olarak en az 1-2 yıl boyunca diş sert dokularıyla temasa geçmesiyle gerçekleşir (7).

### **2.1.3. Dental Erozyonun Davranışsal Nedenleri**

Asitli yiyeceklerin ve içeceklerin dişlerle doğrudan temas süresini artıran alışılmadık yeme, içme ve yutma alışkanlıkları, yatmadan önce asidik içeceklerin tüketilmesi, dental erozyon riskini artıran faktörlerdendir.

Günümüzde daha sağlıklı diyetlerde daha fazla meyve ve sebze tüketilmesi, sıkı spor aktivitelerine katılan sporcuların asidik spor içeceklerini, meyve sularını, karbonatlı ve karbonatsız asidik içecekleri daha sık tüketmeleri, aşırı egzersiz yapılmasına bağlı sıvı kaybı ve tükürük akışının azalması ile birlikte düşük pH'lı şeker içeren içeceklerin alımına ihtiyaç duyulması, ekstazi olarak bilinen uyuşturucu kullanımına bağlı sıvı kaybının oluşması ve düşük pH'lı içeceklerin aşırı tüketilmesi dental erozyon riskini artırır.

Sağlık nedeniyle bitkisel çayların sık tüketilmesi, asidik yiyecek ve içeceklerin tüketiminden hemen sonra dişlerin fırçalanması, profesyonel diş temizliğinin çok kısa aralıklarla yaptırılması erozyon riskini artırır.

### **2.1.4. Dental Erozyon Sürecini Etkileyen Biyolojik Faktörler**

Erozyon sürecini biyolojik olarak modifiye eden faktörler; tükürük, diş bileşimi ve yapısı, diş anatomisi ve oklüzyon, dişler ile ilişkili yumuşak dokuların anatomisi ve yutma fonksiyonu gibi fizyolojik yumuşak doku hareketleridir. Bunlar arasında tükürük en önemli faktör olarak kabul edilir (1).

Tükürüğün dental erozyona karşı koruyucu fonksiyonları: ağızdan alınan potansiyel olarak eroziv olan maddelerin seyreltilmesi ve temizlenmesi, diyet asitlerinin nötralizasyonu ve tamponlanması, içerisindeki kalsiyum ve fosfat varlığıyla diş yüzeyinin iyondan doymun durumunun muhafaza edilmesi, mine yüzeyine diyet asitleri tarafından oluşturulan ve yüzeyi demineralizasyondan koruma kabiliyetine sahip olan tükürük proteinleri ve glikoproteinlerin tutunması ile pelikül oluşumunun sağlanması (1, 8) remineralizasyon için gerekli olan kalsiyum, fosfat ve florürü sağlamasıdır. Ancak tükürük bu koruyucu fonksiyonlarını HCl gibi güçlü bir asit söz konusuysa gerçekleştirmez (14). Ayrıca tükürüğün niteliği ve niceliği yeme bozukluğu ile birlikte görülen kendiliğinden oluşan kusma ve gastrik regurgitasyondan etkilenir (14, 15).

Uyarılmamış tükürük akış hızı ve tamponlama kapasitesi dental erozyonla doğrudan ilişkilidir. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklardan kaynaklanan diş aşınması eroziv ortam varlığında hızlanır. Eksentrik oklüzal kuvvetlerin neden olduğu stres asit erozyonuna

daha duyarlı olan servikal bölgelerde çatlaklara yol açabilir. Oral yumuşak dokuların dişler ve fizyolojik yumuşak doku hareketleri ile ilişkisi asidik maddelerin temas ettiği diş bölgelerini etkiler. Dil ile temas halinde olan diş yüzeyleri mekanik aşınmaya eğilimlidir. Dilin dokunduğu dişlerin palatinal yüzeylerinde erozyon daha şiddetli bulgu vermektedir (1).

### **2.1.5. Dentinde Erozyon**

Dentin yüksek organik içeriği, demineralizasyon ajanlarının ve mineral iyonlarının difüzyonunun organik matriks tarafından engellenmesi sayesinde, asit difüzyonu ve mineral salınımı için bariyer görevi görür (16-18). Bu durum erozyonun dentinde yavaş ilerleyeceği anlamına gelmez aksine dentin dokusu mine ile karşılaştırıldığında daha küçük hidroksiapatit kristalleri içerdiği için asit çözünmesine mineden daha duyarlıdır (16).

Mine dokusunun ortadan kalkmasıyla dentin dokusunda öncelikle peritübüler dentin etkilenir. Peritübüler dentinde yapısal bozukluklar ve tübüler girintiler gözlemlenir. Erozyonun ilerlemesiyle dentin kanalları genişler ve sonunda intertübüler alanda da değişiklikler oluşur (19). Tamamen demineralize olmuş dentin bölgesi görünür hale gelir, bu da lezyonun toplam derinliğin üçte birinde olduğunu gösterir. Dentin organik matriksinin %90'ı kollojenden oluşur. Kollojenaz enzimi tamamen demineralize edilmiş dentini çözer. Kollojen matriks yokluğunda H iyonları pöröz dentine nüfuz eder bu durumda yüksek miktarda florid varlığında bile mineral kaybı kaçınılmaz olur (20). Dentin kanallarının genişlemesi sonucu dişlerde hassasiyet artar. Dentin defektlerinde hassasiyet olması veya olmaması dentin kanallarının açıkta olup olmamasına bağlıdır. Yavaş veya hafif ilerleyen erozyonlarda reaktif sklerozis gözlemlenir. Bu nedenle erozyon yavaş geliyorsa semptomsuz kabul edilir. Başlangıçta dentin açığa çıktığında lezyon, beyaz ve sarı renkteki dentin özelliğini gösterirken, lezyon ilerlediğinde dentinin rengi sarıdan kahverengiye kadar değişiklik gösterir. Bu değişikliğin nedeni, sklerotik dentin oluşumu ve/veya tüketilen gıdaların dentini renklendirmesidir (19).

### **2.1.6. Dental Erozyonun Bağlanma Dayanımı Üzerindeki Etkisi**

Erozyona uğramış dentin dokusu sağlam dentin dokusuyla karşılaştırıldığında daha fazla yumuşama ve aşınma gösterir. Erozyon dentin tübüllerinin çapını artırır, tübüllerdeki tıkaçları ortadan kaldırır ve kollojenin açığa çıkmasına neden olur. Açığa çıkan kollojenlerin yapısı bozulur (21). Peritübüler ve intertübüler dentindeki minerallerin çözünmesi ile kalınlığı asit etkisine bağlı olan organik matriks ortaya çıkar. Organik matriksin erozyonun

ilerlemesini yavaşlatabildiği rapor edilmiştir. Kalınlaşmış yüzeyel organik tabakanın varlığı, adeziv penetrasyonunun bozulmasına yol açar. Kollojen ağ kuvvetin yoğunluğu arttıkça sıkışır. Sıkışma sonucu fibriller arası boşluklar azalır ve adeziv penetrasyonu için fiziksel bariyer görevi gören organik matriksin yoğunluğu artar. Dentin erozyona uğradığında matriks metalloproteinazlar (MMPs) açığa çıkar ve bu enzimler kollojen dahil hücre dışı matriks bileşenlerini parçalar (22-24).

Dental duyarlılık genellikle tübüllerdeki açıklıkla ilişkilidir. Oysa duyarlılık göstermeyen transparan sklerotik dentin bölgelerinde tübüller minerallerle doludur. Eroziv lezyonlar intratübuler depozitler nedeniyle pürüzsüz görünümündedir. Bu lezyonların asitle pürüzlendirilmesi bazı tübülleri açar ancak tübüllerin çoğu depozitlerle tıkalı halde kalır. Adeziv rezinin penetrasyonu bu sebeple sınırlıdır. Asit uygulanmış eroze dentinde tübüllerin içerisine uzanan rezin penetrasyonu 30 µm iken asitle pürüzlendirilmiş normal dentinde bu değer 100 µm'dir (25).

### **2.1.7. Erozyonun Klinik Görünümü**

Başlangıç erozyon vakalarında portakal kabuğu görünümü ve diş yüzeyinde dalgalı mine yapısı gözlemlenir. Yavaş ilerleyen olgularda mine düz bir yüzey haline gelir, lezyon sınırları yuvarlak kenarlı, genişliği derinliğinden fazla ve hafif içbükey yapıdadır ayrıca servikal kenarda erozyonun tipik belirtisi olan 'mine basamağı' oluşmaya başlar. Bu tip kronik olgularda zamanla mine dokusu aşınır, lezyon mat bir görünüm kazanır, dentinde sararma ve lekelenme görülür, sklerotik dentin oluşur.

Hızlı ilerleyen olgularda mine dokusu hızlı bir şekilde aşınır, kırılmanlaşır ve kopmalar görülür. Yüzeyde dalgalı görünüm oluşur. Bu olgularda sklerotik dentin henüz oluşmadığı için ileri derecede hassasiyet vardır. Lezyonların yüzeyi parlak ve lekesizdir. Açığa çıkan dentin beyaz renktedir (19). Ön dişlerin klinik muayenesinde kron boyunda kısalma, yüzey anatomisinde kayıp, translusenside artış, insizal kenarlarda ufalanma (chipping) ve minede kayıp izlenebilir (26).

Dental erozyon; biyolojik veya psişik kaynaklı oluşan kasmaya, reflüye, asitli içeceklerin ağız içerisinde çalkalanmasına, efervesan ilaçların kullanılması bağlı olarak, alkoliklerde ve şarap tadımcılarında dişlerin lingual/palatinal yüzeylerinde gözlemlenebilir. Bu yüzeylerde singulum kaybolur, yüzey içbükeylik kazanır ve mine basamağı oluşur (19). Dile temas eden yüzeylerde özellikle maksiller kesicilerin palatinal yüzeylerinde dilin eroziv süreçte gösterdiği aşındırıcı etki nedeniyle daha fazla erozyon görülmektedir (26). Oklüzal

yüzeylerde erozyon oklüzal yüzeyin ve tüberkül tepelerinin yuvarlaklaşmasına ve çukurlar oluşmasına yol açar. Özellikle amalgam restorasyon seviyeleri diş sert dokusundan daha yüksekte kalır (19, 26, 27). Şiddetli erozyon vakalarında tüm oklüzal morfoloji kaybolur (28).

### **2.1.8. Erozyondan Korunma**

Hastalar pürüzsüz ve parlak görünümü sayesinde erken dönem mine erozyonunu zorlukla algılar. Tespit edildiğinde bile, semptomatik hale gelene veya estetik etkilenene kadar nadiren tedaviye başvururlar. Bazı hastalar dental sorunlara yol açan tıbbi durumlarını erken aşamada fark edemeyebilirler. Bu nedenle dental erozyonun erken dönemde tespiti ve tedavi yaklaşımları diş hekimlerine düşer (12).

Tükürük, dental erozyonun şiddetini ve ilerlemesini düzenleyen faktörlerden biridir. Tamponlama kapasitesi gösterir, asitleri seyreltir ve nötralize eder, diş yüzeyini remineralize eder ve pelikül oluşumuna izin verir (14). Tükürük seyreltme, temizleme ve asitlerin nötralizasyonu, eroziv olarak yumuşatılmış dental dokuların remineralizasyonu ve pelikül oluşumunu sağlasa da, fonksiyonları erozyona karşı sınırlı koruma sağlamaktadır (29). Bu durum, esas olarak, florapatitin yanı sıra hidroksiapatitin çözündüğü düşük pH söz konusuysa geçerlidir (30). Tükürüğün miktarı ve kalitesi yeme bozukluklarından (15) kendiliğinden oluşan kusma veya uyku ile ilişkili gastrik regürjitasyondan etkilenebilir (14). HCl kaynaklı dental erozyonun yönetiminde temel yöntem, nedensel faktörlerin tanımlanması ve ortadan kaldırılmasıdır (29). Erken aşamada koruyucu önlemler remineralizasyonu, mine ve dentin yüzeylerinin asit direncini artırabilir ve eroziv ataklara karşı koruma sağlayabilir.

- 1- Remineralizasyon ajanının kullanılması: Kronik alkolizm ya da yeme bozukluğunun bir sonucu olarak regürjitasyon ya da kusma sonrası hastalar rahatlamak için dişlerini diş macunu kullanarak fırçalamaktadır. Asidik ortamlar yüzünden yumuşayan diş yüzeyinde aşınma direnci azalır dişler mekanik abrazyona karşı daha duyarlı hale gelir (12). Önlemek için fırçalamanın asidik temastan 60 dakika sonra yapılması tavsiye edilir (31).
- 2- Florür, yumuşamış mine veya dentin yüzeyine uygulanır, yüksek konsantre florür uygulamalarının abrazyon direncini artırdığı ve erozyonun mine ve dentindeki gelişimini azalttığı bildirilmiştir.

- 3- Floridli ağız gargaralarının kullanımı: Diş çürükleri için etkili remineralize edici ajan olarak gösterilmiş olan florid tabletleri ve florürlü pastiller, doğrudan florür tedarigi ve tükürük akışının uyarılması gibi ikili fonksiyonlarıyla erozyonun önlenmesinde yararlı olabilir.
- 4- Günlük ürünlerin (taze süt gibi) eroziv temas sonrası yumuşamış diş yüzeyini yeniden güçlendirmek için kullanımı faydalı olabilir (12).
- 5- Floridli verniklerin ve jellerin periyodik olarak diş hekimleri tarafından uygulanması eroziv saldırılara karşı dokuların direncini artırır (32).
- 6- Yüksek riskli bireyler için üst molar dişe yerleştirilen yavaş-flor-salan cihazların kullanımı eroze mine ve dentin yüzeylerinin remineralizasyonuna yardımcı olur (33).
- 7- Nötralizan ajan kullanımı: Şekersiz antiasit tabletler veya bir miktar suda çözülmüş bir tutam sodyum bikarbonat veya kabartma tozu, eroziv ortama maruz kaldıktan sonra asidik oral sıvıyı nötralize etmek için kullanılabilir. Fosfatlar, karbonatlar veya üre içeren sakızları kullanarak yumuşamış diş yüzeyinde asidik oral sıvının nötralizasyonunun sağlanması önerilebilir (34).
- 8- Asidik içeceklerin sıcaklığı eroziv potansiyeli etkiler. İçeceğin soğuk tüketilmesi eroziv etkiyi azaltır (35, 36).
- 9- Dişlerin eroziv ajan ile temasını azalttığı ve ajanın ağız boşluğundan temizlenme oranını artırdığı için asidik içeceklerin pipet kullanılarak tüketilmesi önemlidir (37).
- 10- Uyku boyunca gastroözafageal reflü hastalarında, uygun şartlarda olmayan yüzme havuzlarında antreman yapan profesyonel yüzücülerde, anoreksiya/bulimia nervosa hastalarında veya dinamit fabrikası, pil fabrikası işçilerinde oklüzal koruyucu kullanmak makul olabilir.
- 11- Diş hekimleri dental erozyonun önlenmesine ilişkin sağlık eğitiminde aktif rol almalıdır. Hastalar, sorunların nasıl önleneceği veya en aza indirileceği konusunda bilgilendirilmelidir.
- 12- Farmakologlar bazı ilaçların belirli koşullar altında kullanıldığında potansiyel dental sonuçları olabildiği ve bu tür yan etkilerin nasıl en aza indirilebileceği (ilaç kullanırken remineralize edici bir ajan ile durulama gibi) konularına dikkat etmeleri için uyarılmalıdır. Bu tür hastalıkları veya reçeteleri olan hastalara, düzenli diş hekimi ziyaretleri tavsiye edilmelidir.
- 13- Asidik diyet içeceklerine ve meyvelerine karşı tutum değişikliği ihtiyacı açıklanmalıdır. Alım sıklığının ve miktarının azaltılması önerilmelidir.



14- Yatmadan önce asidik yiyecek ve içecek alımından kaçınılmalıdır.

15- Yüksek riskli bireyler oral hijyen prosedürlerinin değiştirilmesi konusunda uyarılmalıdır. Yüksek florid içeren ya da bikarbonat-içeren diş macunları yumuşak fırça ile kullanılmalıdır (12).

### 2.1.9. Eroze Dişlerde Tedavi Planlaması

Başlangıçta eroziv diş aşınması mine ile sınırlıdır. Eroziv sürecin bu aşamasında dişlerde aşırı düzeyde duyarlılık gözlenmez. Restorasyonlar estetik ihtiyaçlar nedeniyle veya erozyonun daha fazla ilerlemesini engellemek için yapılır. Bu aşamada direkt kompozit restorasyonlar veya porselen veneerler tercih edilebilir. İlerleyen vakalarda dentin açığa çıkar. Dentin tübülleri açılırsa, dentin aşırı duyarlılığı oluşabilir (27). Bu aşamada tedavi ihtiyacının farklı nedenleri vardır (12): Dişin yapısal bütünlüğü tehdit altındadır (38), açığa çıkan dentin aşırı duyarlıdır (39), eroziv defekt estetik olarak hasta için kabul edilemez konumdadır (40) ve pulpa açığa çıkabilir (39).

Restoratif tedavi planı, diş yapısındaki madde kaybı derecesine (dikey boyut kaybı) göre uyarlanmalıdır.

- Dikey boyut kaybı < 0.5mm: direkt kompozit restorasyon
- Dikey boyut kaybı < 2 mm: kompozit materyaller ile yeniden yapılandırma

Sadece 1–2 mm interoklüzal kayıp varsa, dişler direkt kompozit materyallerle ya da CİS ile restore edilebilir. Hastalar genellikle herhangi bir problem olmadan vertikal dikey boyuttaki küçük artışı kabul eder. Direkt kompozit restorasyonların avantajı, defekte adapte olmaları ve onarımının basit olmasıdır. Oklüzal ve vestibüler erozyonlar birleştiğinde durum daha sorunludur, özgün diş şekli neredeyse fark edilmez durumdadır ve dikey boyut kaybı 2 mm'den büyük olma eğilimindedir.

- Dikey boyut kaybı > 2mm: indirekt seramik veneerler ve overleylerle rehabilitasyon  
Eğer üst ön dişler ciddi derecede aşınmışsa yeniden yapılandırılmaları gerekir bu amaçla porselen veneerler uygulanabilir. Posterior dişlerdeki defektler iki veya daha fazla diş yüzeyinde ise ve dikey kayıp 2 mm'den büyükse, tam seramik overleyler ile yeniden yapılandırma uygundur.

- Dikey boyut kaybı > 4 mm: indirekt seramik restorasyonlarla rehabilitasyon  
Eğer dişin ikiden fazla yüzünde ciddi kayıplar ve dikey boyutta kayıp varsa indirekt restorasyonlarla (seramik kronlar, köprüler) tedavi yapılır (27).

## 2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri

CAD (Computer-aided design) bilgisayar destekli tasarım, CAM (Computer-aided manufacturing) bilgisayar destekli üretim anlamlarına gelmektedir (41). CAD/CAM tekniği optik tarayıcılar kullanılarak toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır (42).

1973 yılında Dr. Francois Duret hasta başı üretim yapan ilk CAD/CAM sistemini kavramsallaştırmıştır. 1984' de Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve tek üyeli restorasyonları elde etmiştir. Ancak bu sistem oldukça karmaşıktı ve maliyeti yüksekti. Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk ticari dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistem ile Werner Mörmann ve Marco Brandestini 1988 yılında gerçekleştirmiştir (43). Dr. Mörmann hazırlığı yapılmış kaviteyi ağız içi kamera kullanarak görüntülemiş hasta başında seramik blok kullanarak inley üretimini gerçekleştirmiştir.

Procera sistemini geliştiren Dr.Andersson CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesinde üçüncü önemli araştırmacıdır. Dr. Andersson titanyum kopingleri üretebildiği CAD/CAM teknolojisini tanıtmış ve sistemi dünya çapında internet ağı ile bağlantı yapılabilen üretim merkezi haline getirmiştir (44).

### 2.2.1.CAD/CAM Bileşenleri

CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenlerden veri toplama ünitesi ve tasarım CAD teknolojisiyle gerçekleştirilirken restorasyonun üretilmesi CAM teknolojisiyle gerçekleştirilir (45).

#### 2.2.1.1. Veri Toplama Ünitesi (CAI, Computer Aided Impression)

Bilgi edinme birimidir. Preparasyon alanından, komşu ve karşı yapılardan verileri toplar ağız içi tarayıcılar aracılığıyla ya da geleneksel olarak alçı model taranarak veriler sanal izlenimlere dönüştürülür.

Ağız içi kameraları ikiye ayrılır

#### Tek görüntü kameraları

Diş dizisinin tek görüntüsünü kaydeder. Tek görüntü içinde ortalama üç diş kaydedilir. Daha geniş alanları kaydetmek için bir dizi örtüşen görüntü kaydedilir ve bu görüntüler daha geniş üç boyutlu gerçek model içinde birleştirilir (46).

## **Video kameralar**

Herhangi bir video kamera ile benzer şekilde dişlerin görüntüsünü kaydeder. Kamera, modelin eksik alanlarını doldurmak ve sanal modelin istenen boyutunu kaydetmek için gereken şekilde hareket ettirilir. Video kaydına ne kadar çok diş alınırsa yazılımla oluşturulan sanal model o kadar büyük olur (47).

Laboratuvar tarayıcıları ikiye ayrılır.

## **Optik tarayıcı**

Bu tarayıcılar triangulasyon prosedürü olarak isimlendirilen yöntemi kullanırlar. Işık kaynağı ve alıcı ünitesi birbiri ile belirli açıda konumlandırılır. Bu açı bilgisayarın alıcıdan gelen görüntüleri üç boyutlu veriler haline dönüştürmesine imkan sağlar (41).

Optik tarayıcılarının çoğu harekete duyarlıdır. Veri toplanması sırasında hastanın hafif hareket etmesi verilerin kalitesini tehlikeye sokar bu da restorasyonun uyumunu etkiler (48). Hızlı ve yüksek çözünürlüklü veri elde edilirken gölgelenme ağız dışı optik tarayıcının dezavantajıdır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için kısmi ölçümlerin hizalanması ile çoklu ölçümler birlikte uygulanmalıdır (49).

## **Mekanik tarayıcı**

Ana model çizgisel alanlarla mekanik olarak okunur ve üç boyutlu yapının ölçümleri elde edilir. Bu tip tarayıcı uç çapının freze sisteminin en küçük grenine uyumlu olması nedeniyle ölçüm yaptığı her noktayı freze edebilmektedir (41, 50).

Mekanik tarayıcılar kavitelere ya da negatif yüzeylerden veri elde etmek için kullanılır (49). Cihaz diş ile göreceli konumunu koruyarak hazırlanan tüm diş yüzeyinin haritasını çıkarır (48). Bu ölçüm tekniğinin dezavantajı karmaşık mekanizmaya sahip olması ve optik tarayıcılarla karşılaştırıldığında uzun üretim süreleri ve parçalarının pahalı olmasıdır. Procera tarayıcı (Nobel Biocare, İsveç) bu gruba örnektir (41).

### **2.2.1.2. Restorasyonun Üç Boyutlu Olarak Planlanması ve Tasarımı (CAD)**

Bilgisayar ekranında sanal üç boyutlu dental restorasyonları tasarlamak için çeşitli CAD yazılım programları ticari olarak piyasada bulunmaktadır. Bu programlar bilgisayar ortamına kaydedilen verileri noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürür. En otomatik sistemlerde bile, kullanıcı otomatik olarak tasarlanan restorasyonu tercihlerine uyacak şekilde değiştirme seçeneğine sahiptir.

Veri toplama sistemleri gibi, yazılım programları da genellikle CAD / CAM sistemine özeldir ve sistemler arasında değiştirilemez. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra, CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir (48).

### **2.2.1.3. Restorasyonun Üretilmesi (CAM)**

Yapılacak restorasyonun boyutuna göre seçilen prefabrik bloklar CAM ünitesine yerleştirilir ve aşındırma işlemleri başlatılır. Restorasyonların üretilmesi için farklı yöntemler kullanılmaktadır:

#### **Eksiltme yöntemi**

Frez, elmas ya da elmas disklerin kullanılıp prefabrike blokların kesilmesiyle restorasyonların üretimi gerçekleşir. İstenilen şekli elde etmek için blok materyalinden eksiltme yapılır. Dental restorasyon oluşturmak için prefabrike bloğun %90'ı kullanılmayıp boşa gitmektedir (48). Eksiltme yöntemi kullanılarak üretim yapan sistemlerde iki farklı frezeleme sistemi kullanılmaktadır, bunlar kuru işleme ve sulu işlemdir.

#### ***Kuru işleme***

Bu yöntemde düşük ısıda ön-sinterleme işlemi uygulanmış zirkonyum oksit bloklar kullanılır. Frezeleme cihazının düşük maliyetli olması, zirkonyum oksit bloğun nem emiliminin olmaması ve bu sayede sinterleme işlemi öncesinde bloğun kurutulmasına gerek kalmaması yöntemin avantajlarından. Düşük ısıda gerçekleştirilen ön-sinterleme işleminin altyapılarda yüksek büzülme ile sonuçlanması ise yöntemin dezavantajıdır.

#### ***Sulu işleme***

Bu işlemden, soğuk su spreyi ile frezeleme işleminde kullanılan elmas ya da karbit frezlerin aşırı ısınması engellenir. Yöntem ısı artışı nedeniyle zarar görebilecek tüm metal ve cam seramik materyallerin kullanımı için gereklidir. Yüksek sıcaklıkta ön-sinterleme işlemi uygulanmış zirkonyum oksit seramik kullanılacaksa sulu işleme yönteminin kullanılması tavsiye edilmektedir. Ön-sinterleme derecesinin yüksek olması büzülmenin azalmasına ve daha az sinter distorsiyonuna neden olmaktadır (41).

#### **Ekleme yöntemi**

Eksiltme yöntemine alternatif olarak ekleme yoluyla üretim yapan sistemler geliştirilmiştir. Bu yöntemde kesme işlemi yerine seramik ya da metal tozu sürekli

eklemelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanır. Bu sayede artık materyal kalmamaktadır.

### **Kombine yöntem**

Bazı CAD/CAM sistemleri eksiltme ve ekleme yöntemlerini birlikte kullanmaktadır. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ve Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya) sistemleri bu gruba örnektir (48).

#### **2.2.2. CAD/CAM Sistemlerin Kullanım Alanları**

1. İnley, onley, laminate veneer, bölümlü krona (51),
2. Tam kron ve köprü sistemlerinde (52),
3. Hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapılarında (53),
4. İmplant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesinde (54),
5. Çene yüz protezlerin hazırlanmasında (55),
6. İmplantların yerleştirilmesinden hemen sonra restorasyonların immedat hazırlanmasına olanak tanıyan çalışma modellerinin üretilmesinde (56),
7. İmplant destekli protezlerde dayanak, hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır (57).

#### **2.2.3. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları**

1. Geleneksel ölçü alma ve döküm işlemlerini ortadan kaldırır.
2. Hasta başında gerçekleşen üretimde tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybının önüne geçer. Geçici protez hazırlama zorunluluğunu ortadan kaldırır.
3. Daha kısa sürede daha nitelikli üretim prosedürü sunar.
4. Hata potansiyelini azaltır.
5. İndirekt restorasyonların geleneksel çok aşamalı üretiminden kaynaklanan çapraz bulaş riskini azaltma potansiyeline sahiptir (43, 58-62).

#### **2.2.4. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları**

1. Sermaye ve üretim maliyetleri oldukça yüksektir.
2. Monokromatik blokların kullanılmasıyla her zaman ideal estetik sağlanamayabilir. Ancak blokların renk çeşitliliğinin zaman içerisinde artması ve bukalemun renk özelliğine sahip olmalarıyla bu sorunun üstesinden gelinmeye çalışılmıştır.

3. Diş hekiminin başarılı restorasyonlar üretmesi için bu sistemi etkin olarak kullanması gerekmektedir. Bunun için belirli bir eğitim süresi gereklidir.
4. Madde kaybı fazla olan dişlerde dişeti altına uzanan sınırların dijital verisini elde etmek zordur. Bu gibi durumlarda, dişeti retraksiyonu gereklidir (43, 63).

### **2.2.5. CAD/CAM Sistemlerin Üretim Şekilleri**

CAD/CAM sistemleri, veri toplama ünitesi, tasarım ve üretim ünitelerinin konumlarına bağlı olarak farklı üretim şekillerine sahiptir (48).

#### **2.2.5.1. Hasta Başında Gerçekleşen Üretim (Chairside)**

CAD/CAM sisteminin tüm elemanları klinikte bulunur. Diş hekimi diş hazırlar, ağız içi kamera ile dijital olarak ölçü alır, uygun materyali seçer, restorasyonun üretimini klinikte yapar, tüm bu işlemler aynı seansta gerçekleşir (41, 48). CEREC OmniCam ve E4D Dentist sistemleri bu gruba örnektir (47).

#### **CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics)**

Mörmann ve Brandestini tarafından tasarlanan ve Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) firması tarafından geliştirilen CEREC sistemi hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılan tek sistemdir (64).

1985 yılında kullanıma sunulan CEREC sistemi üzerinde çalışmalar devam etmiş, 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3, piyasaya sürülmüştür (65). CEREC sistemi tek seansta inley, onley, veneer ve kron restorasyonların yapımına olanak sağlar (43). Sistem üç boyutlu ağız içi video kamera, video işlemcisi, monitör, klavye ve üç boyutlu minyatür şekillendiriciye bağlı bilgisayar içeren taşınabilir ünitelerden oluşur (43, 64).

CEREC 1 ve CEREC 2 sistemlerinde hazırlanan dişin optik taraması, CCD kamera ile yapılır ve bilgisayar ekranında üç boyutlu dijital görüntü oluşturulur. Daha sonra restorasyon tasarlanır ve frezelenir. Yeni CEREC 3D ile kullanıcı saniyeler içinde birden fazla görüntüyü kaydeder. CEREC 3D klinisyenlerin aynı yarım çenede birden fazla diş hazırlamasını ve tüm çenenin sanal dökümünün oluşturulmasını sağlar. Sistemde frezeleme ünitesi restorasyon tasarım ünitesinden ayrılmıştır. Bu sayede frezeleme ünitesinde restorasyon üretimi yapılırken, tasarım ünitesinde bir sonraki restorasyonun tasarımı yapılabilir hale gelmiştir. Son çıkan CEREC 4 yazılımıyla hastada yapılacak tüm restorasyonlar aynı anda tasarlanabilmektedir. Tasarım bittikten sonra uygun renk ve boyutta

seçilen prefabrik blok MCXL freze cihazıyla freze edilerek restorasyon hazır hale getirilmektedir (66) .

### **E4D Dentist Sistem**

E4D Dentist Sistemi (D4D Technologies), 2008 yılında doğru üç boyutlu sanal model sunan DentaLogic yazılımıyla tanıtıldı. Sistemde ağız içi lazer tarayıcı, DentaLogic yazılımı ile mobil tasarım merkezi ve özel bir CAM sunuculu ayrı bir freze ünitesi vardır (67). Sistemde ağız içi lazer tarayıcı bulunduğu için yansıtıcı toz kullanımına gerek yoktur. Ağız içi taramalarda ICEverything özelliği sayesinde preparasyon alanı, çevresi, sert ve yumuşak dokuların ayırt edilmesi ve ağız içi ortamın net görüntüsünün alınması sağlanır. Bölümlü kron, tam kron, inley, onley, köprü restorasyon tasarımı yapabilen sistem ‘autogenesis’ özelliği sayesinde anatomik yapılara uyumlu kişisel tasarım yapabilmektedir. Rezin esaslı kompozit bloklar, rezin nanoseramik bloklar, lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, lityum disilikat cam seramik bloklar, zirkonyum bloklar ve geçici amaçla kullanılan akrilik bloklar E4D sistemi ile uyumludur (68).

#### **2.2.5.2. Laboratuvarda Üretim**

Laboratuvarda üretim modeli, geleneksel restorasyonların üretim yöntemine benzer. Hekim preparasyon alanının ve karşıt dişlerin modelini ya da ölçüsünü laboratuvara gönderir (48). Dijital ölçü gönderilmişse kalan CAD/CAM üretim adımlarının tamamı laboratuvarda gerçekleştirilir. Konvansiyonel ölçü gönderilmişse elde edilen alçı model laboratuvar tipi tarayıcı ile taranarak dijital ölçü üzerinde restorasyon tasarlanır (41). Cerec inLab, DCS Precident, Cercon, Everest sistemleri laboratuvar üretim modelini kullanır (43).

### **CEREC inLab**

Bu sistemde inEos X5 ağız dışı tarayıcı ile elde edilen modelin dijital ölçüsü alınır. Tarayıcı robotik kol ile beraber beş eksenli tarama teknolojisi sunar. Yazılım olarak inLab CAD SW 16.0 kullanılır. Yazılımda temel modül, implantoloji modülü, hareketli dental protez modülü, arayüz modülü olmak üzere dört farklı modül bulunmaktadır. Yazılımda bulunan biojeneric özelliği ile hastanın var olan dişlerine benzer morfolojide restorasyon yapılabilir. InLab CAD yazılımı mevcut dişlerin analizinde konumlarını ve morfolojilerini içerir ve her hastaya özgün restorasyon tasarlar. Tasarım işlemi tamamlandıktan sonra inLab MC X5 frezeleme cihazıyla restorasyon hazırlanır. Materyal çeşidi ve endikasyona bağlı olarak frezeleme işlemi ıslak ya da kuru olarak yapılabilir. Zirkonyum ve değerli olmayan metaller inFire HTC speed yüksek sıcaklık fırınında sinterlenir. Bu sistemde zirkonyum,

polimer, kompozit, mum, sinterlenebilen metal, cam ve hibrit seramik, zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik materyaller frezelenmektedir. Veneer, inley, onley, tek kron, köprü alt yapısı, tüm çene köprü üretimi, teleskop kron, bar, abutment, implant destekli köprü ve splint üretimi yapılabilmektedir (69).

### **DCS Precident**

Sistem Preciscan lazer tarayıcı ve Precimill frezeleme makinesini içerir. DCS Dentform yazılımı köprü restorasyonlarında gövde şekillerini ve konnektör boyutlarını otomatik olarak belirlemektedir. Bir ölçümde cihaz hazırlığı yapılmış 14 dişi tarayıp 30 üyeye kadar olan alt yapıyı Precimill frezeleme makinesinde hazırlayabilmektedir. DCS Precident CAD/CAM sisteminde porselen, cam seramik, In-Ceram, zirkonyum, metal ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler kullanılabilir. Bu sistem restorasyon alt yapılarını titanyum (DC-Titan) ve tamamen sinterlenmiş zirkonyum bloklardan (DC-Zirkon) hazırlayabilen az sayıda sistemden biridir (39).

### **Cercon**

Cercon sistemi Cercon Eye ve Cercon art 3 Shape sistem denilen tarama ünitesi, Cercon Brain denilen frezeleme ünitesi ve Cercon Heat denilen sinterleme fırından oluşmaktadır. Bu sistem zirkonya alt yapıları tam seramik restorasyonların üretilebilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Sistemde iyi grenli yüksek derecede sinterlenebilen zirkonyum bloklar kullanılır. Zirkonyum blokların beş farklı renk seçeneği mevcuttur. Bu bloklar teleskop kron, tek kron, abutment ve üç-beş üyeli köprü restorasyonlarında kullanılabilir. Sistemle 0.4 mm duvar, 0.2 mm kenar kalınlığı olan altyapı üretimi mümkündür. Hazırlanan alt yapı Cercon Heat fırınında sinterlenir. Sinterlenmesi tamamlanmış alt yapının üzerine veneer seramiği olan Cercon kiss ya da Cercon ceram love eklenerek restorasyona son şekli verilir (70).

### **Everest**

2002 yılında Kavo firması tarafından piyasaya sürülen Everest sistemi tarayıcı, aşındırma ünitesi, sinterleme fırını ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayan tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşur (71). Elde edilen alçı model dönen tablaya sabit şekilde yerleştirilir. CCD kamera ile taranır. Taranan modelin dijital oluşturulan üç boyutlu görüntüsü bilgisayara aktarılır. Windows tabanlı yazılım kullanılarak restorasyonun tasarımı yapılır. Tasarım işlemi tamamlandıktan sonra aşındırma ünitesinde alt yapı blokları



frezelenir. Aşındırma ünitesinin beş eksenle frezeleme özelliği sayesinde lösitle güçlendirilmiş cam seramik, kısmen ya da tamamen sinterlenmiş zirkonyum ve titanyum gibi materyal marjinlerinin eksiksiz elde edilmesi ve morfolojilerinin detaylı oluşturulması sağlanır. Everest CAD/CAM sistemi ile inley, onley, kron ve köprü restorasyonları yapılabilmektedir (43).

### **2.2.5.3.Üretim Merkezli Gerçekleşen CAD/CAM Üretimi**

Verilerin elde edilmesi ve tasarlanması aşamaları üretim merkezlerine internet ağı üzerinden bağlı olan dental laboratuvarlarda gerçekleştirilir (41). Dental laboratuvar veri toplama ve tasarım yazılımına sahiptir. Laboratuvar teknisyeni restorasyonların modellerini tarar, tasarımını gerçekleştirir. Laboratuvar bitmiş tasarımı uygun komutlara dönüştürerek üretim merkezine gönderir (48). Üretim merkezinde elde edilen restorasyonlar ise dental laboratuvara gönderilir (41). Bu üretim modeli laboratuvar maliyetini en aza indirir ayrıca imalat verimliliğini artırma potansiyeline sahiptir (48). Procera ve Lava sistemleri bu gruba örnektir (44, 72).

#### **Procera**

Nobel Biocare tarafından 1994 yılında piyasaya sürülmüştür (43). Procera sisteminde bilgisayar destekli tasarım dental laboratuvarlarda gerçekleştirilirken bilgisayar destekli üretim ünitesi A.B.D ve İsveç olmak üzere iki merkezde bulunur. Elde edilen modeldeki veriler tarayıcı kullanılarak dijitalleştirilir. Taranan görüntü e-mail yoluyla ilgili merkeze gönderilir (44). Üretim merkezi seramik materyalin büzülmesini telafi etmek için daha geniş boyutta day kullanır. Kopingler genişletilmiş day kullanılmasına karşın kuru presleme tekniği ile yüksek saflıkta alüminyum tozunun sıkıştırılmasıyla üretilir. Maksimum yoğunluk ve güç elde etmek için ise 2000°C'de sinterlenir (43). Kor estetiğin sağlanması için feldspatik porselen ile kaplanır tekrar dental laboratuvara gönderilir (73). Procera sistemiyle veneer, kron, 13 üyeye kadar köprü tasarımı, abutment ve implant üstü kron üretimi yapılabilmektedir. Titanyum, seramik, alümina ve zirkonya bu sistemde kullanılabilen materyallerdendir (74).

#### **Lava**

2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Sistem Lava Scan denilen üç boyutlu optik tarayıcı, Lava Form denilen bilgisayar destekli frezeleme makinesi ve Lava Term denilen sinterleme fırınından oluşmaktadır. Alınan ölçü ile elde edilen model optik

tarayıcı yüzeye temas etmeden taranır. Elde edilen veriler bilgisayara aktarılır. Lava CAD yazılımı restorasyon kenarlarını ve gövdesini otomatik olarak belirler. Restorasyonun alt yapısında % 20-25 oranında sinterleme büzülmesi olacağı için sistem tarafından bu oranlarda büyütülmüş alt yapılar otomatik olarak hazırlanır. Bu sistemde frezeleme ve sinterleme işlemleri öncesi maksimum estetiğin sağlanması için altyapıya yedi farklı seçenekte renklendirme yapılabilir (72). Alt yapı tasarımı tamamlandıktan sonra yitriumla stabilize edilen tetragonal zirkonyum polikristal materyal alt yapı üretimi için uygun boyutlarda seçilir ve frezeleme makinesinde restorasyonun üretimine geçilir (44). Son olarak sinterlenmiş alt yapılar Lava Ceram seramiği ile kaplanır (72).

#### **2.2.5.4. Ağ Bağlantılı ya da Açık Konsept Uygulaması Şeklinde Gerçekleşen Üretim**

Genel olarak bu üretim şekli, üretim merkezli gerçekleşen CAD/CAM üretim modeline benzemektedir ancak bu sistemde çok sayıda laboratuvar ve/veya üretim merkezi birlikte hareket etmektedir. Laboratuvarda verilerin toplanması ve tasarım işlemleri gerçekleştirilir. Restorasyonun tasarımını içeren dosya formatı, üretim merkezi ve/veya başka bir dental laboratuvara ağ bağlantısı yoluyla transfer edilir ve burada restorasyonun üretimi yapılır. Bu ağ modeliyle daha geniş materyal dizisinden yararlanır. Zeno Tec sistemi bu gruba örnektir (48).

#### **Zeno Tec Sistemi**

2005 yılında Wieland firması tarafından piyasaya çıkarılmıştır. Sistemde tam seramik restorasyon üretiminin yanı sıra metal destekli restorasyonlar için alt yapı üretimi de gerçekleştirilmektedir. Sistemde üç boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakum bulunmaktadır. Taranacak kesim modeli, tarama adaptörüne sabitlenir. 3shape D250 denilen iki kamera kullanılarak model yüzeyindeki tüm noktalar, model üç ekseninde hareket ettirilerek tam olarak yakalanır. Verilerin elde edilmesi tamamlandıktan sonra yazılım programı olan Dental Designer ile restorasyonun tasarımı sistem tarafından otomatik olarak yapılır. Zeno Tec sistemin üç farklı boyutta frezeleme makinesi (Zeno 4820, Zeno 3020, Zeno 4030) vardır. Zirkonyum oksit materyallerin yanı sıra akrilik, titanyum, Cr-Co materyaller bu sistemde frezelenmektedir. Frezeleme işlemi seçilecek bloğun türüne göre ıslak ya da kuru olarak yapılabilmektedir. Bu işlemden sonra zirkonyum altyapı seramikleri ZENO Fire fırınında sinterlenir (75).

## 2.2.6. Dental CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerde temel kolaylığı sağlayan üretim tekniği olmasına rağmen kullanılan materyaller uzun vadede klinik başarıyı etkiler. Bu sistemlerde kullanılmak üzere üretilmiş materyaller yerleştirilmeden önce hızlı şekilde frezelenabilmeli, dayanıklı olmalı, polisaj, boyama ya da glaze işlemleri rahatça yapılabilmelidir. Materyallerin güvenilirliği, sabit olan üretim sürecinin tekrar edilebilirliği sayesinde artmaktadır (63).

### 2.2.6.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramik esaslı bloklar 1985 yılında CAD/CAM sistemiyle üretilen ilk inley restorasyonda kullanılmıştır. Günümüzde de oldukça yaygın kullanılan bu blokların inley ve onley restorasyonlarda kullanımına ilişkin yapılan 10 yıllık bir çalışmada % 90.4 gibi yüksek başarı oranı elde edilmiştir (76). CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen feldspatik seramik bloklarda feldspatik partiküller cam matriks içerisinde hacimce %30 oranında olup homojen şekilde dağılmıştır ve partikül boyutları 4 µm'dir (77, 78). Materyalin fleksürel gücü ise 100 MPa'dır (67).

Feldspatik cam seramik bloklar üstün estetik özellikler sunar. Lamine veneer, inley, onley, anterior ve posterior tek kron restorasyonlarında kullanım endikasyonu vardır. Dental dokulara bağlanması için hidroflorik asit ile pürüzlendirme sonrası silan uygulanması gerekir. Günümüzde Sirona ve Vita firmaları tarafından üretilen feldspatik seramik bloklar bulunmaktadır. Vita firmasının bloğu monokromatik olup pek çok renk tonu bulunan VITABLOCS Mark II'dir. Daha yeni olan VITABLOCS Triluxe, Triluxe Forte, RealLife blokları çok renk tabakasına sahip olup translusensi sunar. Cerec blokları polikromatik ve monokromatik olabilir. Bu bloklar VITABLOCS Mark II ile benzer yapıdadır. Ancak bloklarda farklı renklendirme sistemi kullanılmıştır (76).

### 2.2.6.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

1998 yılında CEREC inLab sisteminde kullanılmak üzere lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blok olan ProCAD (Ivoclar) tanıtıldı. 2006 yılında ise Empress CAD (Ivoclar) piyasaya sunuldu. Empress CAD'de üretim prosedürü iyileştirildi. Bu sistemde cam matriks hacminin %45'ini lösit kristalleri oluşturur ve bu kristallerin partikül boyutları 1-5 µm'dir (76). Küçük hacimli lösit kristalleri çatlak yayılımını engelleyerek klinik performansı artırır (79). Bloğun fleksürel gücü 160 MPa olup hasta başı tek seans, tek üyeli restorasyonlar için geliştirilmiştir (76). Empress CAD ışık saçılımı özelliğiyle doğal bukalemun etkiye sahiptir (67). Yüksek translusent (Empress CAD HT), düşük translusent (Empress CAD LT), ve

polikromatik (Empress CAD Multi) olmak üzere farklı blok seçenekleri mevcuttur. Frezelenen restorasyona sonrasında boyama ve glaze işlemleri yapılabilir. Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin diğer örneği Paradigm C (3M ESPE)'dir (76).

### **2.2.6.3. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Lityum disilikat cam seramik yapısında olan IPS e.max CAD (Ivoclar) 2006 yılında chairside monolitik restoratif materyal olarak tanıtıldı. Blokların imalatında cam teknolojisine dayalı basınçlı döküm prosedürü kullanılmaktadır. IPS e.max CAD blok cam matriks içine dağılmış hacimce %40 lityum metasilikat kristallerinden oluşan kısmi kristalize bir bloktur. Kristal boyutları 0.2-1 µm'dir. Seramik bu fazda mavi renktedir, metasilikat ve lityum disilikat çekirdeklerini içerir. Materyalin bu aşamadaki fleksürel gücü 130±30 MPa'dır. Bu fazda bloklar kolayca frezelenir. Ardından restorasyon 850°C'de seramik fırınında 20-25 dakika boyunca vakum altında yeniden kristalleştirilir. Isıl işlem sırasında, metasilikatlar çözünür, lityum disilikat kristalleşir ve aynı anda seramiğe glaze işlemi uygulanmış olur. Blok mavi renkten seçilen renk tonuna dönüşür ve translüsentlik kazanır. Bu aşamada seramik parçacıkları 1.5 µm boyutlarında olup hacimce %70 kristal içerir. Fleksürel güç 360 MPa'a yükselir.

Bu gruptaki bloklar üç farklı renk geçirgenliğine sahiptir. Yüksek translüsenansiye sahip IPS e.max CAD HT bloklar bu kalemin etkiye sahip olmaları nedeniyle inley, onley restorasyonların yapımında kullanılmaktadır. Düşük translüsenansiye sahip IPS e.max CAD LT bloklar A, B, C, D ve Bleach renk seçenekleriyle tam anatomik kron restorasyonların yapımında kullanılabilir. 'Medium opacity' IPS e.max CAD MO bloklar, renklenmiş dişlerin tedavisinde tabakalama tekniğiyle kullanılmaktadır. IPS e.max CAD bloklar inley, onley, veneer, implant üstü kron, anterior ve posterior kron restorasyonlarında kullanılabilir. Dental dokulara bağlanma dayanımını artırmak için hidroflorik asitle pürüzlendirme ardından silan uygulanması önerilir (67, 76, 80).

### **2.2.6.4. Oksit Seramikler**

#### **Cam İnfiltrasyon Oksit Seramikler**

CAD/CAM cam infiltrasyon seramik bloklar 1993 yılında Vita firması tarafından piyasaya sunuldu. Bu bloklarda materyalin tamamına yayılan ve iç içe geçmiş en az iki faz bulunur. Materyalin ana yapısını alümina ve alümina zirkonya karışımı oluşturur. Bloklar, seramik tozun bir kalıp içerisinde kuru preslenmesiyle üretilir. Materyal daha sonra

sinterlenir ve lanthan oksit cam infiltrasyonu gerçekleştirilir. Alt yapı frezelendikten sonra veneerlenmek üzere seramik materyal uygulaması yapılır. Bu blokların In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia olmak üzere üç çeşidi vardır.

In-Ceram Spinell In-Ceram blokları arasında en fazla translusentliğe sahip olan materyaldir (76). İçeriğinde magnezyum alüminyum oksit bulunur (41). Fleksürel gücü 350 MPa'dır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında tercih edilir (76). In-Ceram Alumina sinterlenmiş pöröz alümina altyapı materyaline lanthanyum camın infiltrasyonu ile elde edilmiştir (81). Fleksürel gücü 450-600 MPa'dır (76). Anterior ve posterior tek kronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde alt yapı materyali olarak kullanılır (41). In-Ceram Zirconia alüminyum oksit içeriğine %33 oranında seryum stabilize zirkonyum katılarak piyasaya sürülmüştür. Alt yapı üretimi 'slip-cast' tekniği ya da kuru presleme şeklinde gerçekleştirilir (82). Fleksürel gücü 700 MPa'dır. Altyapının yüksek opasitesi endikasyonunu sadece arka bölge protezleriyle sınırlandırmaktadır. Simantasyon için asit uygulaması alüminyum trioksit üzerinde etkili değildir bu sebeple simantasyon prosedürü için geleneksel simanlar tercih edilebilir. Ayrıca 50 µm'lik alüminyum trioksit ile hava parçacık aşındırması sonrasında silan uygulamanın bağlantıyı artıracağı bildirilmiştir (76).

### **Sinterlenen Oksit Seramikler**

#### ***Alüminyum Oksit Seramikler***

Saf alüminyum oksit kristalleri içeren önceden sinterize durumda, yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Freze edildikten sonra 1520°C'de sinterleme fırınında sinterlenirler. Frezeleme işlemi sonrasında cam infiltrasyonu gerektirmez. Fleksürel gücü 500 MPa'nın üzerindedir. Bu bloklar monokromatiktir, üzerine yığılacak porselenin rengine göre alt yapı Vita In-Ceram AL Coloring Liquid ile boyanabilir. Anterior ve posterior bölge kron restorasyonlarında ve üç üyeli anterior sabit destekli protezlerde alt yapı materyali olarak kullanılabilir. In-Ceram AL Block (Vita), inCoris AL (Sirona) CAD/CAM blokları bu gruba girmektedir (41, 83).

#### ***Zirkonyum Oksit Seramikler***

Zirkonyum dioksit, üstün mekanik özelliklere sahip oksit seramiktir. Diğer dental seramiklerle karşılaştırıldığında yüksek fleksürel gücü, ve dayanıklılığı zirkonyum oksit seramiğin kron ve köprülerde altyapı materyali ve uygun endikasyonlarda bireysel implant

abutmentleri olarak kullanımına imkan sunar. Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit bloklar üç grupta incelenir.

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar; zirkonyum dioksit tozunun sinterleme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesiyle elde edilir. Yumuşak yapıda olduğu için kolay işlem yapılmasına izin verir ancak düşük stabilitesi uygulamada problem oluşturur. Yapıda pörözite gözlenir ve fırınlama esnasında %25 oranda büzülme söz konusudur (41). Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar; zirkonyum dioksit tozlarının ısı uygulanmadan preslenip blok haline getirilmesiyle elde edilir. Yarı sinterlenmiş bloklar daha sonra 1350-1550°C ısıda sinterleme işlemine tabii tutulur (84). Sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar; üretici firma tarafından ısı kullanılarak 1300°C’de sinterlenir. Frezeleme işlemi sonrasında sinterleme gerekmediği için materyalde büzülme söz konusu değildir. Bu bloklar çok sert olduğu için frezeleme işlemi uzun sürer (41, 84). Lava Frame (3M ESPE), Cercon Smart Ceramics (DeguDent), Everest ZS und ZH (KaVo), inCoris Zr (Sirona), In-Ceram YZ (Vita), Zerion (Etkon) ve Zeno Zr (Wieland-Imes) bu gruptaki blok örnekleridir (41).

#### **2.2.6.5. Nanoseramikler**

Yüksek sıcaklık ve yüksek basınç altında elde edilen nanoseramik bloklar dental laboratuvarında hazırlanan indirekt kompozit rezinlerle karşılaştırıldıklarında daha yüksek doldurucu hacmine sahiptir ve daha yüksek dönüşüm oranı (%85) sergiler bu yüzden mekanik özellikleri çok daha iyidir (85). Dental seramiklerden daha yüksek elastisite modülüne sahiptir ama aşınma dirençleri seramiklerden daha düşüktür. Dişi, seramiklerle karşılaştırıldığında daha az aşındırır (86). Tamir işlemi ve polisajı cam seramiklerden daha kolaydır (87).

Nanoseramik bloklarda cam matriks yerine rezin matriks bulunmaktadır. Kuvvet tolerans özellikleri oldukça yüksektir. Restorasyonun imal edilmesinin ardından ilave bir fırınlama işlemi gerektirmezler. Dentin dokusunun yapısına benzer fleksürel güç değeri gösterirler ve tek üyeli restorasyonlar için uygun endikasyonları vardır (67). Bu materyaller daha az yoğun olduklarından, daha hızlı frezelenirler ve cam içeren materyallerle kıyaslandıklarında frezeleme sırasında daha az kenarlarda kopma sorunu gösterirler (86). Lava Ultimate (3M ESPE) ve Cerasmart (GC Amerika), örnek bloklardır. Lava Ultimate’de polimerik matriks nanodoldurucular ile güçlendirilmişken Cerasmart’da nanohibrit doldurucularla güçlendirilmiştir (85).

Lava Ultimate CAD/CAM sistemlerde kullanılan ilk nanoseramik materyaldir. 4-11 nm boyutunda zirkonya ve 20 nm boyutunda silika nanopartiküllerinden oluşur. Ağırlıkça %80, hacimce %65 doldurucu içeriğine sahip olup önceden polimerize edilmiş kompozit rezindir (88, 89). Polimerizasyon işlemi, yüksek homojen iç yapıya ulaşmak için standart yüksek basınç ve sıcaklıkta gerçekleştirilir (90). Silan bağlayıcı ajan uygulanmış nanopartiküller doldurucuları yüksek oranda çapraz bağlı polimer matriks yüzeyine bağlar (91). Materyalin fleksürel gücü 170 MPa'dır (86). İnley, onley, veneer, tek kron ve implant üstü kron endikasyonu bulunmaktadır. Simantasyon öncesi alüminyum oksit ile kumlama ardından silan primer uygulanması tavsiye edilir (92).

Cerasmart üretici tarafından homojen dağılmış nanoseramik doldurucu parçacıklar içeren rezin matriksten oluşmuş esnek nanoseramik olarak tanımlanmaktadır. Materyal, ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nanopartikül doldurucu içeren yüksek yoğunluklu kompozit rezinden oluşmaktadır (67). Fleksürel gücü 230 MPa'dır. İnley, onley ve kron endikasyonu bulunmaktadır (86).

#### **2.2.6.6. Hibrit Seramikler**

Enamic (Vita), üretici tarafından rezin esaslı hibrit seramik olarak tanımlanmaktadır. Ağırlıkça %14 rezin, %86 hibrit seramikten oluşur. Hibrit seramik yapısı lösit esaslı ve zirkonya ile güçlendirilmiş seramik ağ yapının birbiri içerisine tamamen entegre olmasıyla oluşmaktadır (67). Başka bir deyişle Enamic polimer infiltre seramik ağ materyalidir. Materyalin üretim süreci iki aşamalıdır. İlk olarak önceden sinterlenmiş gözenekli seramik ağ üretilir. İkinci aşamada kapiller etki ile polimer, seramik ağ içerisine penetre edilir. Doğal dişin fiziksel özelliklerini taklit etmek ve karşıt diş üzerinde aşınmaya neden olan seramik kırılabilirliğinin üstesinden gelmek için polimerlerin gözenekli seramik ağa infiltre edilmesinden yararlanılmıştır. Dentin yapısına benzer elastik modülüs, feldspatik seramiklerle karşılaştırıldığında ise daha yüksek fleksürel güç değeri gösterir (93, 94). Mekanik özellikleri cam seramikler ve yüksek dolduruculu kompozitler arasındadır (95). Polimer infiltre seramik ağ özelliği sayesinde seramik materyalde gözlenen çatlak ilerleme sorunu azaltılmıştır. Ayrıca materyal iyi sertlik ve hasar toleransı gösterir (93). Düşük kırılabilirliği, esnekliği ve yüksek kırılma direnci sayesinde işlenebilirliği oldukça iyidir (94). Seramik ağ materyale aşınma direnci kazandırır ancak materyal daha kırılabilir hale gelir. Polimer ağ yapısı ise plastik deformasyona uğrama kabiliyeti nedeniyle materyalin kırılma direncinin iyileştirilmesini sağlar (67). Fleksürel gücü 150 MPa olarak bildirilmiştir ki bu

değer Lava Ultimate ve Cerasmart materyallerinin fleksürel güç değerlerinden daha düşüktür (67). Bağımsız bir çalışmada Enamic'in fleksürel gücü  $135\pm 25$  MPa olarak rapor edilmiştir (96).

EM-10 ve EM-14 olmak üzere iki farklı boyutta blok seçeneği vardır. Blokların inley, onley, bölümlü ve tam kron restorasyonlarında kullanılması tavsiye edilmektedir. Restorasyon frezelenen sonra özel parlatma setleriyle bitim işlemlerinin tamamlanması önerilir. Adeziv simantasyon öncesi %5'lik hidroflorik asitle 60 saniye pürüzlendirilip silan primer uygulanması gerekmektedir (97).

#### **2.2.6.7. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler**

Suprinity (Vita) zirkonya ile güçlendirilmiş ilk lityum disilikat seramiktir (98). Bu seramik türü, polikristalin seramiklerin direnç özelliklerinin, monolitik restorasyonda cam seramiklerin estetik özelliği ile birleştirilmesi girişimini temsil eder (99). Lityum disilikat esaslı çok bileşenli bir cam seramiğe ağırlıkça %10 oranında zirkonyum oksitin eklenmesiyle oluşur. Materyal ortalama  $0.5-0.7$   $\mu\text{m}$  olan tanecik boyutu ile homojen bir mikro yapı sunar (100). Zirkonya parçacıklarının birleştirilmesi seramik yapıyı güçlendirerek çatlak ilerlemesinin önlenmesine yardımcı olur. Materyal önceden kristalize formdadır, fırınlama işlemi sonrası mekanik ve estetik özellikleri artar. Materyalden inley, onley, veneer, anterior ve posterior bölümlü kron, tek kron ve implant üst yapısının üretilmesinde yararlanır (98). Yüksek ve düşük translusensiye sahip 0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C2 ve D2 olmak üzere farklı renk seçenekleri mevcuttur (101). Adeziv simantasyon işlemi öncesinde hidroflorik asitle pürüzlendirilip silan uygulanması gerekmektedir (99).

Celtra Duo (Dentsply Sirona), diğer bir zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat materyal örneğidir. Mikro yapısı yüksek oranda çok küçük cam seramik kristaller ( $<1$   $\mu\text{m}$ ) ve %10 zirkonyadan oluşmaktadır. Üretici tarafından polisajlanmış ve glaze işlemi uygulanmıştır. Polisaj sonrası materyalin fleksürel gücü 210 MPa olurken glaze işlemi sonrası bu değer 370 MPa'a çıkar. Hem yüksek hem de düşük translusenside A1, A2, A3, A3.5 ve B2 renk tonları mevcuttur (67).

#### **2.2.6.8. Kompozitler**

Kompozit rezin teknolojisi, nanodolduruculu ve nanohibrid kompozit rezinlerin geliştirilmesiyle posterior restorasyonlarda rahatlıkla uygulanabilir hale gelmiştir (102). Kompozit rezin blokların CAD/CAM hasta başı sistemlerde kullanılmaya başlanmasıyla



proksimal konturların, kontakların, geniş yüzeyli oklüzal ilişkilerin, çok yüzeyli kompozit restorasyonların yapımı inkremental teknikle uygulanan direkt kompozit restorasyonlarla karşılaştırıldığında çok daha kontrol edilebilir hale gelmiştir (76).

İlk CAD/CAM kompozit blok olan Paradigm MZ100 1992 yılında 3M ESPE firması tarafından piyasaya sunuldu. Bu bloklar, tam kürlenme ve yüksek derecede çapraz bağlanma sağlayan işlem koşulları altında 3M Z100 restoratif materyalden yapılmıştır. Ağırlıkça % 85 oranında, parçacık boyutu ortalama 0.6 µm olan aşırı ince zirkonya-silika doldurucu içerir ve bunlar çapraz bağlanmış polimerik matriksi güçlendirir. Polimerik matriks bisGMA, TEGDMA ve üçlü başlatıcı sistem içerir (67, 103). Materyalin fleksürel gücü 157±30 MPa'dır ve bu değer Empress CAD bloğun fleksürel gücü ile benzer aralıktadır (86). Bu bloklar CEREC sisteminde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Blokların E (enamel), A1, A2, A3, A3.5 ve B3 olmak üzere 6 farklı renk seçeneği mevcuttur. 3M Size 10 ve 3M Size 14 olmak üzere silindirik şekilde iki farklı boyuttur. İnley, onley, veneer ve tam kron yapımında tercih edilebilir (103).

Son yıllarda tanıtılan Brilliant Crios (Coltene) güçlendirilmiş kompozit CAD/CAM bloktur. 1 µm'den küçük baryum cam ve 20 µm'den küçük silisyum oksitten oluşan ağırlıkça %70.7 inorganik doldurucu içerir (104). Rezin matrikste çapraz bağlı metakrilatlar vardır. Pigment olarak yapısında ferröz oksit ve titanyum dioksit bulunur. 3 nokta fleksürel gücü 198 MPa, iki eksenli fleksürel gücü 262 MPa'dır. İki tanesi translusent olmak üzere toplam 13 farklı renk tonu, iki farklı boyutta bloğu bulunur. İnley, onley, veneer, anterior ve posterior bölge tek kron restorasyonları için endikasyonu mevcuttur (105).

#### **2.2.6.9. Polimerler**

CAD/CAM bloklarla yapılan hasta başı restorasyon üretimi ile, polimerizasyon büzülmesinin engellenmesinin yanı sıra geleneksel kimyasal ya da ısıyla sertleşen akriliklerde bulunan hava-inhibisyon tabakasının varlığı da önlenir. Uzun süreli geçici kron, abutment ve köprü restorasyonlarında ve cerrahi plak yapımında kullanılmak üzere üretilen polimer CAD/CAM blok ve diskler vardır (56, 67, 106).

Vita CAD-Temp blokları (Vita) yüksek oranda çapraz bağlı, mikro dolduruculu bir polimerden oluşur. Monokromatik ve polikromatik renkte blokların köprü restorasyonları için 40 mm ve 55 mm uzunluğunda genişletilmiş seçenekleri mevcuttur (67, 107). Telio CAD (Ivoclar), Telio sisteminin çapraz bağlı polimetilmetakrilat bloğudur. Köprü restorasyonları için genişletilmiş blok boyutları bulunmaktadır (67).

### **2.2.6.10. Metaller**

Günümüzde titanyum, titanyum alaşımları ve krom kobalt alaşımları freze edilerek restorasyon üretilir (41). Bu gruptaki CAD/CAM bloklar, metal tozunun eşit basınç altında sıkıştırılmasıyla elde edilmiştir. Frezeleme işlemi sonrası elde edilen restorasyona sinterleme işlemi uygulanır. İşlem sonrası oluşacak büzülme için restorasyon %10 daha büyük tasarlanır. Sinterleme argon gazlı fırınlarda ısı işlem altında gerçekleştirilir. Bu şekilde elde edilen restorasyon mekanik özellik ve boyut bakımından son haline ulaşır (108).

in Coris CC (Sirona) Cr-Co alaşımından oluşan sinterlenmiş metal bloktur. Sulu işleme yöntemi için elverişlidir. Teleskop kron, tek kron ve maksimum dört üyeli köprülerde altyapı materyali olarak kullanılır (109). Crypton (Dentsply) Cr-Co alaşımından oluşur. Sulu işleme yöntemine uygun bloktur. Sintron (Amann Girrbach) önceden sinterlenmiş kuru frezeleme yöntemine elverişli Cr-Co alaşımı olan CAD/CAM bloktur (108). Everest T-Blank (KaVo) titanyumdan oluşan CAD/CAM bloktur (110).

### **2.2. Dental Simanlar**

Simanlar genellikle tek başlarına veya diğer materyallerle birlikte sabit protezler ve ortodontik braketlerde simantasyon ajanı olarak ve pulpayı koruma amaçlı kaide materyali olarak kullanılır. Fiziksel özelliklerine ve restorasyonun planlanan ömrüne bakılarak geçici ya da daimi amaçla kullanılabilirler (111, 112).

### **2.3.1. İdeal Yapıştırma Simanının Sahip Olması Gereken Özellikler**

Dental yapıştırma simanlarının iki ana işlevi, protezin abutmentlere tutunmasını sağlamak ve bütünlüğünü korumaktır. Her ikisinde de başarılı olmak için materyal, spesifik biyolojik, fizikomekanik ve kullanım gereksinimlerini karşılamalıdır (113). Tamamen işlevsel özelliklere yönelik olmamasına rağmen, estetik gereksinimler de çok önemlidir.

Biyolojik gereksinimler

1. Biyouyumlu olmalı
2. Çürük oluşumunu ve plak birikimini engellemeli
3. Yapıştırıcı ajan ve diş arayüzünde ideal kapama sağlamalı
4. Aşırı duyarlılık reaksiyonlarına neden olmamalı
5. Antibakteriyel özellik göstermeli

Fizikomekanik gereksinimler

1. Yapıştırma alanında stabil kalmalı
2. Düşük çözünürlük göstermeli
3. Aşınmaya karşı dirençli olmalı
4. Adezyon özelliği olmalı
5. Yüksek elastik modülüne sahip olmalı

Kullanım gereksinimleri

1. Düşük vizkozitede, ince film kalınlığında olmalı (114)
2. Ağız ısısında uygun çalışma süresine sahip olmalı

Estetik gereksinimler

1. Rengi değişmemeli
2. Radyopak olmalı (113)

### **2.3.2. Dental Simanların Sınıflandırılması**

Günümüzde içeriğine göre dental simanlar 5 ana grupta sınıflandırılır:

- a. Fosfat Bazlı Simanlar
- b. Fenolat Bazlı Simanlar
- c. Polikarboksilat Bazlı Simanlar
- d. Cam İyonomer
  - Cam İyonomer Siman
  - Resin Modifiye Cam İyonomer Siman
  - Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler
- e. Resin Simanlar
  - Akrilik Resin Simanlar
  - Adeziv Resin Simanlar

#### **2.3.2.1. Fosfat Bazlı Simanlar**

Diş hekimliğinde indirekt restorasyonlarda daimi simantasyon işlemi sırasında kullanılan en eski simandır (115). Çinko fosfat siman diğer yapıştırıcı simanların özelliklerinin karşılaştırılmasında kullanılır (111). Alüminyum ve çinko ile tamponlanmış yaklaşık %67'si fosforik asitten oluşan sıvı ile %90 ZnO ve %10 MgO'dan oluşan tozun karıştırılması üzerine başlatılan asit-baz reaksiyonu ile oluşur (115). Fiziksel özellikleri toz-

sıvı oranı, su içeriği, karıştırma sıcaklığı gibi değişkenlerden etkilenir. Su içeriği (%33), asidin iyonizasyonunu kontrol ettiği için önemlidir. Yüksek basma dayanımı, düşük gerilme gücü olup ucuzdur (116). Uygun şekilde karıştırıldığında yeterli film kalınlığı sergiler. Karıştırma tekniği, en iyi özellikte simanın oluşturulmasında önemlidir, karıştırma işlemi yaklaşık 1,5 dakika olup bu süre sıvıya küçük miktarlarda toz eklenmesi ile geniş bir alanda serin bir levha üzerinde tamamlanmalıdır (115). Karıştırıldığında simanın pH'sı düşüktür (116).

Uygun şekilde karıştırılan siman çigneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç gösterir. Yüksek elastisite modülüne sahiptir bu sayede yüksek stres bölgelerinde veya uzun üyeli protezlerde kullanılabilir. Herhangi bir substrata kimyasal olarak bağlanmaz, sadece mekanik yolla bağlanıp sızdırmazlık sağlar. Bu yüzden, diş preparasyonunun taper açısı, uzunluğu ve yüzey alanı, başarısı için kritik öneme sahiptir. Ağız sıvıları kaynaklı bozulma ile oluşan mikrosızıntı ve başlangıçtaki düşük pH'sı simanın biyoyumluluğunu olumsuz etkileyen faktörlendendir. Çinko fosfat yapıştırma simanı prefabrik ve döküm postlar, metal inley, onley, kronlar, alüminöz tam seramik kronlar, metal destekli porselen kron ve köprülerin simantasyonunda kullanılmaktadır (115).

### **2.3.2.2.Fenolat Bazlı Simanlar**

Çinko oksit öjenol siman (ZOE), asit-baz tipi reaksiyon yoluyla oluşur (116). Su ile temas simanın çalışma süresini kısaltır (111). Sızdırmazlık özelliği iyidir ancak kırılabilirliği ve yüksek çözünürlüğü nedeniyle zayıf fiziksel özelliklere sahiptir, bu nedenle geçici restorasyonların yapıştırılmasında kullanılır (116, 117). Geçici sabit protezlerde en sık kullanılan siman türüdür (117). Restorasyonun iç yüzeyinden temizlenmesi kolay olup maliyeti düşüktür. Dentin aşırı duyarlılığında sedatif etkili olup antibakteriyel özelliklere sahiptir (118). Hem geçici protezlerin hem de korun yeniden yapılandırılmasında kullanılan bazı rezinlerin polimerizasyonunu değiştirmesi dezavantajıdır. Kür işlemine müdahale ettiği için bazı rezin bazlı simanlarla da uyumsuzdur. Bu nedenle, kalsiyum hidroksit bazlı veya diğer biyoyumlu maddeler içeren ve öjenol içermeyen ürünler, geçici simantasyonda bakteriyel çoğalmayı azaltmak için tercih edilmektedir (119). ZOE simanın özelliklerini geliştirmek için 2-etoksibenzoik asit (EBA) modifiye ZOE siman tanıtılmıştır (116).

### **2.3.2.3. Polikarboksilat Bazlı Simanlar**

1968 yılında Dennis Smith tarafından üretilen polikarboksilat siman diş adezyon sağlayan ilk siman olarak bilinir. Temiz ve bulaş olmamış mineye bağlanma oranı çok

yüksektir (111). Çinko oksit ve magnezyum oksit tozlarının yüksek moleküler ağırlıklı poliakrilik asidin viskoz çözeltilisine eklenmesiyle meydana gelir ve asit-baz reaksiyonuyla oluşur (115). Karıştırıldığında çinko fosfatdan daha düşük olan pH değeri hızla yükseldiği ve organik asit moleküllerinin dentin tübüllerine girmesi en düşük seviyede kaldığı için doku uyumu yüksektir (111). Bu siman, viskoz bir karışımın basınç altında kolayca aktığı tiksotropik veya psödoplastik davranış sergiler (115, 120, 121). Bununla birlikte, döküm yapının uygun şekilde oturmasını engelleyebilecek film kalınlığında erken ve hızlı artış gösterir (115). Çinko fosfat simandan daha düşük basma (55 -85 MPa) ve daha yüksek gerilme (8-12 MPa) dayanımı gösterir (114, 121). Polikarboksilat simanlar hidrofiliktir ve dentin yüzeylerini ıslatabilir. Serbest karboksilik asit grupların kalsiyum ile etkileşimi yoluyla diş yapısına kimyasal adezyon gösterir. Sertleştikten sonra, çinko fosfat simandan daha büyük plastik deformasyon sergiler; bu nedenle, yüksek çiğneme stresine sahip bölgelerde veya uzun üyeli protezlerin simantasyonunda kullanılmak için uygun değildir (115). Bazı türleri stanöz florür içerir, ancak bu tür simanların florür iyon salınımı cam iyonomer simanla karşılaştırıldığında daha düşüktür (115, 122).

#### **2.3.2.4.Cam İyonomer**

##### **Cam İyonomer Simanlar**

Cam iyonomer siman silikat ve polikarboksilat simanların soyundan gelmektedir ve 1970'lerin başlarında yapıştırıcı ajan olarak klinik kullanım için tanıtılmıştır. Siman, alüminyum florosilikat cam partikülleri ile itakonik, maleik ve trikarboksilik dahil olmak üzere nispeten zayıf polialkenoik asitlerin kopolimerlerinden oluşan sıvı arasındaki asit-baz reaksiyonu ile oluşur. Tartarik asit akışkanlığı sağlamak ve çalışma zamanını artırmak için yapıda mevcuttur. Bu simanların, mine ve dentin apatitindeki kalsiyum ve/veya fosfat iyonları ile asit içindeki karboksil gruplarının şelasyonu sonucunda diş siman ara yüzeyinde iyonik bağların oluşması ile diş dokusuna yapıştığı düşünülmektedir. Simanların elle karıştırılan ve kapsül halinde kullanılan formları mevcuttur. Elle karıştırılan simanlar genellikle daha büyük çapta daha fazla kabarcık içerirler, bu da mukavemet azalmasına neden olabilir. Cam iyonomerlerin basma dayanımı polikarboksilat ve çinko fosfat simanlardan daha yüksektir. Bununla birlikte, elastisite modülü çinko fosfat simandan daha düşüktür; bu nedenle stres alanlarında elastik deformasyon potansiyeli vardır.

Temel dezavantajları, başlangıç sertleşme döneminde suya maruz kaldığında neme ve daha sonra çözünürlüğe karşı kanıtlanmış duyarlılığıdır. Suya ve tükürük

kontaminasyonuna erken maruziyetin, çinko fosfat ve cam iyonmer simanların nihai sertliğini önemli ölçüde azalttığı gösterilmiştir (114, 122). Siman, sıvı kaybına karşı duyarlıdır ve bu durum mikro çatlak oluşumundan kaynaklanan koheziv başarısızlığa neden olur. Bu sebeple simantasyon prosedürü boyunca belirli düzeyde dentin nemliliğinin sürdürülmesinin gerekmektedir. Cam iyonmer simanın başlangıçtaki düşük pH'sı simantasyon sonrası duyarlılık için neden olarak gösterilmiştir (115, 123). Sonraki çalışmalarda bu sonuç tartışılmıştır. Sonuç olarak pulpal hasar ve simantasyon sonrası aşırı duyarlılığın büyük olasılıkla çok bileşenli olduğu, kavite hazırlığından, simanın ince hazırlanması kaynaklı aşırı hidrolük güçten ve mikrosızıntıdan kaynaklı olabileceği bulunmuştur. Uzun vadeli florür salınımı ve bu floru cam iyonmer dolgu maddelerinin aldığı bildirilmiştir ve böylece cam iyonmer simanların çürük önleyici aktivitesi bulunmuştur (30, 67). Florür salınımına rağmen restorasyon kenarlarında bulunan küçük miktarda siman, çürük önleyici ajan olarak anlamlı klinik değer taşımayabilir. Cam iyonmer siman çinko fosfat simanın kullanıldığı tüm restorasyonlarda yapıştırma ajanı olarak kullanılabilir (115).

### **Rezin Modifiye Cam İyonmer Simanlar**

Rezin modifiye cam iyonmer siman, fluoroalüminosilikat cam tozu ve ilave metakrilat grupları ile modifiye edilmiş polialkenoik asitlerin sulu solüsyonu ve metakrilat birimlerinin ışıkla ya da kimyasal olarak başlatılan serbest radikal polimerizasyonu arasındaki asit baz reaksiyonu ile sertleşir (115). Sertleşme işlemi asit baz reaksiyonu ile başlayıp görünür ışık polimerizasyonu ile devam eder (111). Cam iyonmer siman içerisine polimerize edilmiş rezinlerin ilavesi ile üretilen bu simanlar rezin modifiye ya da hibrit cam iyonmer olarak isimlendirilir (115). Çinko fosfat, polikarboksilat ve bazı cam iyonmer simanlardan daha yüksek, kompozit rezinden daha düşük basma dayanımına sahiptirler (115, 124). Mine ve dentine adezyonları ve florür salınımı, cam iyonmer simanlara benzer olup ilaveten kompozit rezine bağlanırlar. Sertleşme boyunca nem hassasiyeti daha az olup cam iyonmer simanlarla kıyaslandığında daha az çözünürler. Çürük önleyici potansiyele sahip olup kenar sızıntısına direnç gösterirler. Çoklu yapıştırma adımları gerekli olmadığı için karıştırma ve kullanım kolaylığı sergilerler. Ayrıca yeterince düşük film kalınlığına sahiptirler (115, 120).

Rezin ilavesi, bu simanlarda cam iyonmer bileşenin sıvı kaybını azaltmamıştır ve bu büzülme 3 ay sonra geç dönemde de olsa gözlemlenmiştir (115, 125). Rezin

iyonomerlerin dezavantajı, poliHEMA'nın hidrofilik yapısıdır; ki bu durumda su Emilimi artar ve higroskopik genleşme gözlenir. Başlangıç su Emilimi polimerizasyondan kaynaklanan büzülmeyi telafi etmesine rağmen, sürekli su Emiliminin zararlı etkileri vardır. Önemli boyutsal değişimleri nedeniyle, bu simanların tamamen seramik feldspatik restorasyonlarda kullanımlarını kontrendikedir. Metal veya metal destekli porselen kronların ve sabit bölümlü protezlerin, amalgam, kompozit rezin ya da cam iyonomer kor yapıların diş yapıştırılmasında kullanımı önerilmektedir, ancak devital dişlerde genleşme kaynaklı kök kırığı potansiyeli nedeniyle post simantasyonunda kullanımı şüphelidir. Bu simanlar likit içerisinde bulunan serbest monomer nedeniyle biyouyumlulukla ilgili endişe ortaya çıkarmaktadır. Nadiren de olsa, dimetakrilatlar bazı kişilerde alerjik yanıt ortaya çıkarabilir. Bu sebeple siman karıştırılırken diş hekimliği personelinin dikkatli olması tavsiye edilir (115).

### **Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler**

Poliasit-modifiye kompozit rezinlerde (PMC), cam polialkenoat bileşenleri dimetakrilatlar gibi polimerize edilebilir kompozit rezin bileşenleriyle birleştirilmiştir (126, 127). Geliştirilmiş fiziksel özellikleri sayesinde çürük-önleyici etkileri, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığında kullanım kolaylıkları poliasit modifiye kompozit rezinlere olan ilgiyi artırmıştır (127, 128). PMC üreticileri, kompozit rezin ile cam-iyonomer simanın özelliklerini birleştirdikleri için materyale 'kompomer' adını vermişlerdir. Materyalin flor salınımının, rezin modifiye cam-iyonomerden daha düşük olduğu bulunmuştur (129). Yeniden flor yüklemesi meydana gelebilir ama geleneksel cam iyonomere kıyasla daha düşüktür (111, 130). Rezin modifiye cam-iyonomer simanlar ve kompomerler, geleneksel cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığında geliştirilmiş fiziksel ve mekanik özellikler ile karakterizedir (127). Kompomerlerin fiziksel davranışı cam iyonomer simandan ziyade kompozit rezine benzer ancak kompozit rezinden daha düşük, rezin modifiye cam iyonomer simandan daha yüksek basma ve esneme dayanımları vardır. Rezinin yapıştırma ajanı olmadan dental dokulara adezyonu düşüktür (111).

### **2.3.2.5. Rezin Simanlar**

#### **Akrilik Rezin Simanlar**

Tozu polimetilmetakrilat veya kimyasal başlatıcı olarak benzoil peroksit içeren kopolimerdir. Likidi ise metilmetakrilat monomeri ve tersiyer amin içeren kimyasal aktivatörden oluşur. Mineral doldurucular ve renk pigmentler içerir. Sertleşme reaksiyonu

monomer ve polimer etkileşiminden oluşan serbest radikallerin ilave polimerizasyonu ile gerçekleşir. Elastisite modülü mine ve dentinin elastisite modülünden çok daha düşüktür. Yük altında restorasyonların esnemesi sınırların bozulmasına neden olabilir. Düşük basınç mukavemeti ve sertlik değeri gösterir. Sertliğinin az olması özellikle restorasyonların aşındırıcı kuvvetlere maruz kaldıklarında, dayanıklılıklarının zayıf olmasıyla sonuçlanır (131). Nem varlığında diş dokusuna tam olarak yapışmazlar, bu nedenle kenar sızıntısına yol açarlar. Çalışma zamanı kısa olduğu için karıştırılan siman derhal kullanılmalıdır. Restorasyon kenarlarındaki siman fazlalığını uzaklaştırmak zordur. Siman film kalınlığı fazladır. Bu tür simanlar ancak kontrollü olarak endodontik tedavili dişlerde ya da implant desteklerde kullanılabilir. Destek diş vital ise çeşitli astar maddeleri ile yalıtılsa bile akrilik rezin simanların pulpayı irritasyonu engellenemez. Modifiye edilmiş akrilik rezin simanlarda adezyon artırıcı monomer mevcuttur ve başlatıcı olarak tributil boron ilave edilmiştir. Bunun sonucunda da hem dişe hem de metal alaşımlara adezyon artmış olur. Bu siman daha çok ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanılır (132).

### **Adeziv Rezin Simanlar**

Metil metakrilat-esaslı rezin simanlar, 1952 yılından beri indirekt restorasyonların simantasyonu için kullanılmaktadır. Tamamen seramik restorasyonlara olan talebe bağlı olarak son 20 yıldaki gelişmeler rezin simanların popülerliğini artırmıştır. Yapısında temel olarak rezin matriks ve inorganik doldurucular vardır. Rezin simanlar metil metakrilat, bisfenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) veya üretan dimetakrilattan (UDMA) oluşur. İnorganik fazı ağırlıkça %20-80 kolloidal silika veya baryum cam doldurucudan meydana gelir. Toz/likit, kapsül veya pasta/pasta şeklinde sistemleri mevcuttur (111). Yüksek basma dayanımları olup ağız ortamında çözünmezler (115, 133). İçerisindeki doldurucular hibrit rezin ve cam iyonomer simanlar ile karşılaştırıldığında aşınma direncinin artmasına katkıda bulunur ama yüksek doldurucu içeriği simanın akıcılığını azaltan ve film kalınlığını artıran viskoziteyi artırır (115).

Mine yüzeyine rezinin bağlanması asit uygulanmış yüzeye mikromekanik kilitlenme yoluyla gerçekleşir. Dentine bağlanma da mikromekanik yolla sağlanır, ancak çok daha karmaşıktır, genellikle smear tabakanın kaldırılması ve yüzey demineralizasyonu daha sonra rezinin kimyasal olarak bağlandığı primer ya da bonding ajan uygulanmasını içeren çok sayıda adım gerektirir (111). Rezin simanın dayanıklılığı, esnekliği, diğer yapıştırma ajanlarına eşit ya da fazladır; çözünürlüğü son derece düşüktür ve renk seçenekleri mevcut



olduğunda estetik nitelikleri iyidir. Seramik alt yapı materyalin bağlantı yüzeyindeki mikro çatlaklara ve düzensizliklere infiltre olarak çatlak yayılımını engeller. Restorasyona gelen kuvvetlerin diş dokusuna daha etkili şekilde iletilmesini sağlar. Florür salınımı veya alımı yapmaz, pulpal uyumluluğu, özellikle derin preparasyonlar için sorun olabilir, restorasyonun değiştirilmesi gerektiğinde simanın düşük elastisite modülü, çok parçalı tamamen seramik protezler söz konusuysa problem oluşturabilir (111, 115, 134, 135).

Rezin simanlar mikromekanik retansiyonun bir sonucu olarak kumlanmış baz metal alaşımlarına iyi derecede bağlanma dayanımı sergiler. 4-META içeren rezin simanlar metal yüzeyindeki oksit tabakası ile rezinin kimyasal etkileşiminin sonucu olarak güçlü adezyon özelliği sunar (115). Kompozit rezin restoratif materyallere, asitlenmiş, silanla muamele edilmiş porselene kimyasal olarak bağlanırlar (111, 115). Kompozit rezin inley ve onleylerin, tamamen seramik inley ve onleylerin, veneerlerin, kronların, sabit protez ve fiber ile güçlendirilmiş kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler (115). Rezin simanlar klinik olarak kabul edilebilen kenar uyumu ve azalmış sızıntı gösterirler bu sayede çürük riskinin ve restorasyonun başarısız olmasının önüne geçerler (136). Restoratif materyale ve diş yapısına adezyonu ve optik özellikleri geleneksel simanlardan üstündür (137). Kırılma direnci ve tıkama özelliklerinin değerlendirildiği çok sayıda laboratuvar ve klinik çalışmaya dayanarak, tüm seramik restorasyonların yapıştırılmasında en iyi seçenek olarak kabul edilir (111).

### ***Rezin Simanların Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması***

Rezin simanları polimerizasyon mekanizmalarına göre aşağıdaki şekilde sıralamak mümkündür.

#### ***Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar (Self-Cure)***

Polimerizasyon reaksiyonu, tersiyer amin ve benzoil peroksit bileşenlerinin yani baz ve katalizörün karıştırılmasıyla başlar. Bu simanların, kalın restorasyonlar altında, metal kopingler veya opak seramikler gibi ışık geçişinin zor olduğu materyalden yapılmış kronlarda ve kanal içine uygulanan postların simantasyonunda kullanımı endikedir. Siman ışık enerjisinin ulaşmadığı alanlarda zaman içerisinde maksimum özellikleri sağlamayı garanti eder (137). Bu simanların kısıtlamaları, çalışma zamanlarının kısa olması, uzun sertleşme süresi, siman karışımında pöröziteye rastlanabilmesi ve tersiyer aminlerin (aktivatörler) (138) yüksek konsantrasyonuna bağlı “sarımsı renkte” olma eğilimidir (137, 139).

### **Işıklı Polimerize Olan Rezin Simanlar (Light-Cure)**

Bu simanlar, ışığa duyarlı bileşen (genellikle kamforinon) ve tersiyer aminden oluşan ışıkla aktivasyonun başladığı tek bir yapıştırıcı ajandan oluşur. Dalga boyu 480 nm olan ışığın varlığı, tersiyer amine bağlanan ve daha sonra monomerlerin dönüşümünü başlatan kamforokinon'u aktive eder (137). Uzun çalışma süresine sahiptirler, polimerizasyon materyalin ışığa maruz kalmasından hemen sonra başlar (130, 137). Çeşitli renk tonları, kıvamları ve kompozisyonları sunar aynı zamanda renk stabilizasyonu oldukça iyidir (130, 135). Yapıştırılmış seramik restorasyonun ve kompozitin renk tonu, kalınlığı ışıkla aktive olan materyalin renk dönüşüm oranını etkiler (135). Işıklı polimerize olan rezin simanlar kalınlığı 1.5-2 mm'den az olan ince translusent veneerler ve sığ inley restorasyonların tercih edildiği durumlarda kullanılabilir (137, 140).

### **Işık ve Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual-Cure)**

Işıklı ve kimyasal olarak polimerize olan adeziv rezin simanların yararlı özelliklerinin birleştirilmesi amacıyla dual-cure rezin simanlar geliştirildi (137, 141, 142). Derin alanlarda rezin simanın en iyi polimerizasyonunun sağlanabilmesi için dual-cure sistem ışıkla ve kendiliğinden aktive olan ajanları içerir (143). İçerisinde, kendiliğinden kürlenmiş reaksiyonun aktivasyonundan sorumlu tersiyer amin ve ışıkla kürlenmiş rezin siman içeren baz ile katalizör vardır. Baz ve katalizör birbirine karıştırıldığında ve ışığa maruz kaldığında, polimerizasyon fiziksel (foto) ve kimyasal (redoks) aktivasyon ile gerçekleşir.

Uygun çalışma süresi, kendiliğinden sertleşme reaksiyonunun inhibitörleri veya polimerizasyon aktivatörlerinin miktarı tarafından kontrol edilir (137). Yeterli ışığın olmadığı alanlarda, tersiyer amin ve benzoil peroksit arasındaki etkileşimin, simanın polimerizasyonunu sağlamak için yeterli olacağı beklenmektedir (130, 137). Bununla birlikte, uygun şekilde ışıkla aktive edilmeyen dual-cure rezin simanlar ışıkla aktive edilmiş dual-cure rezin simanlarla karşılaştırıldığında azalmış dönüşüm derecesi düşük sertlik, yüksek çözünürlük, dentine düşük bağlanma dayanımı sergiler (130, 137, 142). Aktivatör ve inhibitörlerdeki reaksiyona giren grupların oksidasyonu rezin simanın renk değiştirmesine neden olabilir (144). Bu yüzden aşınma direncini ve kenar bütünlüğü artırmak aynı zamanda boyanmayı azaltmak için dual-cure rezin simanların mutlaka ışıkla uygun şekilde aktive edilmeleri gerekmektedir.

### ***Rezin Simanların Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması***

Rezin bazlı simanlar adeziv sistemlerine göre etch-and-rinse, self-etch ve self-adeziv rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar. Etch-and-rinse ve self-etch rezin simanlar uygulama öncesinde çoklu aşamalar gerektirirler. Ancak en yeni rezin siman olan self-adeziv simanlar uygulama öncesi herhangi bir aşama gerektirmez.

### **Asitlenen ve Yıkanan (Etch-and-Rinse) Rezin Simanlar**

Asitle pürüzlendirme ve yıkama esasına dayanan sistemlerdir. Seramik, kompozit rezin ya da metalin dişe bağlanması için pek çok aşama gerektiren teknik olarak karmaşık uygulama prosedürüne sahiptirler. Bu kategorideki rezin simanlar yüksek bağlanma dayanımı sergiler (145). Diş yüzeyine uygulanan adeziv aşamaları asit, primer, bonding ajan uygulaması şeklinde üç aşamalı olabilirken; asidin ayrı uygulanıp, primer ve bonding ajanların tek şişede bulunmasıyla iki aşamalı da olabilir (146).

Etch-and-rinse rezin simanlarda asit olarak %30-40 oranında fosforik asit kullanılır (147). Dentin yüzeyine asit uygulanması smear tabakanın kısmen ya da tamamen kaldırılmasıyla ve altta kalan dentinin demineralizasyonu ile sonuçlanır (42, 147). İntertübüler ve peritübüler dentin kullanılan asidin türü, uygulama zamanı ve konsantrasyonuna bağlı olarak ortalama 7.5µm derinliğinde demineralize olur, dentin tübüleri açılır ve kollajen fibriller açığa çıkar (67, 148, 149). Asit suyla yıkanarak uzaklaştırılır. Hidrofilik primer rezinler etanol, aseton ya da su içinde çözülmüş monomerlerdir. Primerin dentinin yüzey gerilimini artırdığı, yüzey enerjisi ve makaslama bağlanma dayanımı (shear bond strength) arasında doğrudan bağlantı kurduğu gösterilmiştir (67, 150). Bonding ajan ise genellikle HEMA ile birlikte Bis-GMA gibi hidrofilik monomerleri içerir. Primer ve bonding ajan asit uygulanmış dentine uygulandığında intertübüler dentine penetre olup hibrit tabakanın oluşturulmasında görev alırlar. Ayrıca açık dentin tübüllerine penetre olup rezin tıkaçlarını oluşturur (67).

Üç aşamalı etch-and-rinse rezin simanlar laboratuvar testlerinde yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir (151, 152). Hibrit tabaka oluşumunun yüksek bağlanma başarısında rol oynadığı belirtilmektedir. Ancak bu yöntemin birçok aşama içermesi ve teknik hassasiyet gerektirmesi dezavantaj oluşturmaktadır (152). Bağlanma dayanımının azalmaması için tükürük bulaşının engellenmesi gerekmektedir (145). Dentinin kuru ya da nemli bırakılmasına bağlı hassasiyet ortaya çıkmaktadır (153, 154). Dentin yüzeyine asit uygulanması kollojen fibrillerin yapısını etkileyebilmekte ve demineralize bölgelerin su kaybına ve bozunmasına

neden olabilmektedir (155). Işıkla ya da dual olarak polimerize olabilirler (145). İki aşamalı etch-and-rinse simanların uygulama yöntemleri daha kolay olsa da bağlanma dayanımlarının üç aşamalı etch-and-rinse sistemlere kıyasla daha düşük olduğu bildirilmiştir (67, 145).

### **Kendinden Asitli (Self-Etch) Rezin Simanlar**

Bu simanlar asidik monomer içeren hidrofilik kendinden asitli (self-etch) primer ve bonding ajan uygulanması şeklinde iki aşamalı olabilirken tüm uygulamaların tek şişede toplandığı tek aşamalı sistem şeklinde de olabilmektedir (156). Self-etch sistemlerde dentin demineralizasyonu ve adeziv monomerlerin infiltrasyonu eş zamanlı gerçekleşir (157). Asidik rezin primer mine ve dentini asitleme ve primer uygulama olmak üzere iki fonksiyonu gerçekleştirir. Geleneksel asitlerden farklı olarak asidik primer yıkanarak uzaklaştırılmaz ve intertübüler dentin ile hibrit tabaka oluşturur (67). Self-etch adezivlerde uygulama sayısı azaltılmıştır, etch-and-rinse sistemle karşılaştırıldığında daha az teknik hassasiyet gerektirir, daha kısa klinik uygulama zamanı sunar, daha az postoperatif hassasiyete neden olur ve daha fazla kullanıcı dostudur (154, 156, 157). Bu sebeplerle diş hekimleri tarafından daha çok tercih edilse de self-etch sistemler etch-and-rinse sistemlerle karşılaştırıldığında daha zayıf bağlanma dayanımı gösterir (157). Ayrıca adezivin içindeki çözücünün hava ile kurutulması şeklinde olan hassas adım başarılırsa iki aşamalı self-etch sistemler tek aşamalı self-etch sistemlerden daha yüksek bağlanma dayanımı gösterir (156).

Self-etch sistemlerin içsel problemi asidik primerin yapıştırıcı simandaki amin katalizörünü ihhabe etmesidir. Bu yüzden bu sistemlerin kimyasal veya ışıkla polimerize olan simanlarla birlikte kullanımı esnasında dikkat edilmesi gerekmektedir (158). Ayrıca kendinden asitli primerlerin uygulama tekniği adeziv performansı etkilediği için kullanımlarından hemen önce çalkalanmaları gerekmektedir (159). Tek aşamalı self-etch adezivlerde asidik monomer konsantrasyonu arttığı için daha hidrofilik yapıdadır. Rezin-dentin bağlantısı boyunca sıvı geçişi gözlenir. Bu nedenle hem rezin-dentin bağlantısında hem de restorasyonda erken dönemde bozulma gerçekleşir (156). Dolayısıyla tek aşamalı self-etch adezivlerin rezin bazlı yapıştırıcı simanlarla birlikte kullanılmaları tavsiye edilmemektedir (160).

### **Kendinden Adezivli (Self-Adeziv) Rezin Simanlar**

Self-adeziv simanlar 2002 yılında rezin simanların yeni bir alt grubu olarak tanıtıldı. Bu simanlar dual-cure sertleşen radyoopak materyallerdir (161). Her ne kadar dual olarak sertleşseler de fiziksel özellikleri ışıkla aktive edildiği zaman anlamlı düzeyde artar (67).

Simantasyon aşamasında diş yüzeyine herhangi bir ön işlem yapılmasını gerektirmezler. Siman karıştırılır ve uygulanır. Uygulama prosedürü son derece basittir (161). Asit, primer ve bonding ajan uygulama adımlarını gerektirmediği için bulaş riski oldukça azdır.

Self-adeziv rezin simanlar geleneksel ve rezin esaslı simanların sınırlamalarının üstesinden gelmek amacıyla geliştirildi. Bağlanma dayanımları materyaller arasında değişiklik göstermekle birlikte genellikle etch-and-rinse rezin simanlardan daha düşüktür. Self-adeziv rezin simanların büyük çoğunluğunun dentine olan bağlanmaları mineye olan bağlanmalarından çok daha iyidir. Çoğunda mineye yapılan asitleme ile dayanımlarının arttığı bulunmuştur (145). Ancak dentine asitleme yapılacak olursa bağlanma dayanımının azaldığı belirtilmiş, bu nedenle selektif pürüzlendirme önerilmiştir (162). Bu siman grubu simanın hidroksiapatite bağlanmasını sağlayan çok fonksiyonlu fosforik asit metakrilatlar, asidik monomerleri içeren organik matriks ve geleneksel doldurucular içerir. Fosforile metakrilatlar diş yüzeyindeki suyla ya da nemle temas ettiğinde düşük pH oluşturur. Bu düşük pH sayesinde dentin mineden daha kolay asitlenir. Siman asitlenmiş diş yüzeyine penetre olur ve polimerize olduğu zaman diş ile mikromekanik bağlanma sağlanmış olur. Bazı self-adeziv simanlar uzun süre asidik pH'da kalmalarına rağmen sertleşme reaksiyonu boyunca pH'ları artarak nötral seviyeye ulaşır (145, 163, 164). Diş yapısına bağlanma mekanizması asidik gruplar ve hidroksiapatit arasında mikromekanik bağlanma ve kimyasal etkileşim sayesinde meydana gelir.

Self-adeziv rezin simanlar geleneksel simanlardan daha iyi fiziksel özelliklere sahiptir (145). Kullanıldıklarında etch-and-rinse rezin simanlar, çinko fosfat ya da cam iyonomer siman gibi geleneksel simanlardan daha az postoperatif duyarlılık gözlenir (165). Resin modifiye cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığında daha fazla retansiyon gösterir bu durum özellikle yüksek mukavemet sergileyen tamamen seramik restorasyonlar kullanılacaksa önem kazanır (145). Geleneksel simanlar ve rezin simanlarla karşılaştırıldığında daha yüksek sitotoksisite gösterirler. Sitotoksisite siman dual-cure biçimde kullanıldığında azalır. Reaksiyona girmemiş asidik gruplar geleneksel rezin simanlarla karşılaştırıldığında su emilimini artırır. Self-adeziv simanların etch-and-rinse ve self-etch rezin simanlardan daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterme nedenleri arasında yapısındaki asidik monomerlerin diş yüzeyini demineralize etme kapasitesinin düşük olması, simanın yüksek viskozitesinin fibriller arasına penetrasyonu engellemesi, smear tabakanın tam kaldırılamaması gösterilebilir (166). Florid içerikleri düşüktür

yapılarında flor bulundurmalarının yararlı etkileri klinik olarak kanıtlanmamıştır (42). Bu siman türü tek üye döküm alaşım restorasyonlar ve köprüler, metal-seramik kron ve köprüler, seramikler (venerler dışında), indirekt kompozit restorasyonlar, metal ya da kompozit inley, onley ve post simantasyonunda kullanılabilir (42, 161).

### ***Rezin Simanların Dentine Bağlanması***

#### **Dentin Dokusunun Yapısı**

Odontoblast hücrelerinin salgıladığı organik matriksin mineralizasyonu ile oluşan dentin konda mine, kökte sement dokusu ile çevrilidir ve dişin hacim olarak en büyük bölümünü oluşturur (67). Dentin ağırlıkça %70 inorganik, %18 organik ve %12 sudan; hacimce %50 inorganik, %25 organik, %25 su ve diğer maddelerden oluşur. İnorganik yapının büyük bölümünü hidroksiapatit kristalleri organik yapının büyük bölümünü ise Tip I kollajen ve proteoglikanlar oluşturur. Hidroksiapatit kristalleri minede düzenli, dentinde ise organik matriks içerisinde rastgele dağılmıştır. Ayrıca minedeki kristallere oranla daha küçük olup daha az kalsiyum ve karbonat içerir bu yüzden dentinin mineralizasyonu mineden az, sement ve kemikten daha fazladır (167). Mineral içeriği yaşla birlikte artar. Dentin mineden çok daha yumuşak, kemik ve sementten daha serttir. Sert ve mineralize olmasına rağmen esnektir. Esnekliği daha kırılğan ve daha az esnek olan minenin desteklenmesinde önemlidir. Normalde sarı-beyaz renktedir ve mineden daha koyudur. Yaşlı hastalarda dentin rengi daha da koyulaşır, ağız sıvılarıyla temas ettikçe, restorasyonlar eskidikçe ve yavaş ilerleyen çürük varlığında rengi kahverengi ya da siyaha döner. Dentin yüzeyi opak ve mattır, benzer mine yüzeyine kıyasla ışığı daha az yansıttığı için daha parlak görünür (67).

Dentin içerisinde içi sıvı dolu çok sayıda tübülüs veya kanalcıklar vardır. Bunlar pulpadan başlayıp mine-dentin sınırına ulaşırlar. Tübüller iyi mineralize olmuş peritübüler dentin ile sarılmıştır. Tübüller arasında mineralizasyonları peritübüler dentinden daha az olan intertübüler dentin bulunur (167). Dentin kanalları, odontoblastların sitoplazmik uzantısı olan Tomes Fibrilleri ve plazma sıvısı içeren dentin sıvısıyla doludur (67). Kanallar içerisindeki sıvı yaklaşık 25-30 mm civa veya 34-40 cm su basıncı ile pulpadan dış yüzeye doğru itilir. Bu nedenle dentin dokusu her zaman nemlidir (167). Dentin tübülleri dentinogenezis sürecinden kalan küçük kanallardır. Kron dentininde tübüllerin ortalama çapı mine dentin sınırında 0.5-0.9 µm iken pulpaya doğru yaklaşıldıkça artarak 2-3 µm olur (67). Tübül sayısı mine-dentin sınırında 15.000-20.000/mm<sup>2</sup> iken pulpa tarafında

45.000-65.000/mm<sup>2</sup>'dir (168). Tübüller pulpa yakınındaki dentinin hacimce %28'ini, mine-dentin sınırındaki dentinin ise %4'ünü oluşturur.

### **Dentine Bağlanma**

Dentin adezyonunda rol oynayan başlıca etkenler dentin içeriği (dentin tübüllerinin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı), dentin kalınlığı ve yapısı (deminealize veya sklerotik) smear tabakası ve yaştır. Bu etkenler dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşturur. Derin ve yüzeysel kavitelerde dentin tübüllerinin çap ve sayısındaki farklılıklar, adeziv bağlanma dayanımını etkiler (167). Buna bağlı olarak pulpaya yakın derin dentin yüzeylerinde adeziv bağlanma dayanımı daha düşüktür (169). Nedeni, dentin dokusunun daha ince olması sonucu, dentin geçirgenliğinin artmasına bağlanabilir. Ayrıca adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertübüler dentinin derin dentin yüzeylerinde daha az oranda bulunması da adeziv bağlanma dayanımını zayıflatmıştır. Derin kavitelerde dentin dokusunun daha düşük deminealizasyon göstermesi de bağlanmanın zayıf olmasında etkilidir.

Dinamik yapıda olan dentinde devamlı bir sıvı alışverişi vardır. Mineye oranla daha yüksek protein içeren dentin, daha düşük yüzey enerjisine (kritik yüzey gerilim değeri 'KYG', 44.8 dynes/cm) sahiptir. Yüzey enerjisinin düşük olması ıslanabilirliği azaltır, bağlanmayı güçleştirir. Dentine bağlanmayı zorlaştıran diğer bir faktör smear tabakasıdır. Smear tabakası kavitenin hazırlanması sırasında frez ya da benzeri kesici el aletleri ile yapılan kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri ve kollajenlerden oluşur. Tabakanın yapısı kullanılan aletlerin tipine göre değişir ve altındaki dentin dokusunun yapısını yansıtır. Dentin dokusunu irritanlara karşı koruyan bu tabaka yaklaşık 0.5-2 µm kalınlıkta olup, gözenekli ve amorf görünümündedir. Bu tabakanın değişik kalınlıkta olması dentin geçirgenliğinde farklılıklara neden olur. Tübüller içerisindeki sıvı hareketlerini ve dentin geçirgenliğini önemli ölçüde azaltan bu tabaka difüzyon bariyeri olarak rol oynar, dentin yüzeyinden çalkalama veya sürtme işlemi ile kolayca uzaklaştırılmaz. Ayrıca bu tabakanın dentin tübüllerinin ağzını kısmen tıkaması ile 1-2 µm uzunluğunda smear tıkaçları oluşur (167). Adeziv rezinlerin dentine bağlanabilmesi için bu tabakanın uzaklaştırılması ya da modifiye edilmesi gerekir (170).

Dentin adeziv sistemlerinin çoğunda smear tabakasını uzaklaştıran, smear tıkaçlarını ortadan kaldıran, peritübüler dentini ortadan kaldırıp intertübüler dentini kısmi olarak deminealize eden 'asit' uygulama adımı vardır. Bu adım sonrası porözite artar, kollojen ağ

açılarak monomerin tübüllerin içine infiltrasyonu kolaylaşır (149, 167). Bu infiltrasyonda dentin sıvısının varlığı etkilidir. Demineralizasyon derinliği asidin konsantrasyonuna, pH'sına, türüne, viskoziteye ve uygulama süresine bağlıdır. Asit uygulamasının ardından nemli dentin yüzeylerinin içerisine penetre olan hidrofilik primer uygulaması yapılır. Demineralize olmuş dentindeki artık smear tabakasından geçen primer uçucu özelliği nedeniyle dentin yüzeyindeki su ile yer değiştirir, kollojen fibriller arasında eriyen hidroksiapatit kristallerin bıraktığı nano boşlukları doldurur ve intertübüler dentindeki kollojenlerin çevresinde kollojen matriks ve rezin karışımından meydana gelen ağ biçiminde 1-5 µm kalınlığında bir tabaka oluşturur. Kollojen, kopolimer ve polimer ile sarılmış rezinle güçlendirilmiş bu tabakaya hibrit tabaka, oluşum sürecine de hibridizasyon adı verilir (167, 171). Hibrit tabaka rezin-dentin bağlanmasında önemli rol oynar. Bağlayıcı ajan uygulanana kadar polimerize olmayan, dentin kollajeni ile mikromekanik olarak kilitlenen bu tabaka rezin ile kollajenin hibriti olarak tanımlanır. Yüzey koşulları değiştirilmiş ve primer uygulanmış mine/dentin yüzeylerine, hem mine/dentin hem de rezine bağlanabilen bağlayıcı ajanlar (bonding ajanlar) uygulanır. Bağlayıcı ajanların intertübüler dentine penetrasyonları ve polimerizasyonları sonucunda tübüller rezin tıkaçları oluşur. Bu tıkaçlar rezin-dentin bağlantısını güçlendirir (167).

### **2.3. Bağlanma Dayanımı Testleri**

Dental dokulara adeziv bağlanmadaki gelişmeler geliştirilmiş ya da deneysel materyaller için güvenilir bilgi sağlanmasında laboratuvar (in vitro) çalışmalarının gerekliliğini ortaya koymaktadır. Bu sebeple laboratuvar çalışmalarında kullanılan dental materyallerin klinik özelliklerinin anlaşılması ve geliştirilmesi için kullanılacak test metodu kolay uygulanabilir, tekrar edilebilir ve klinik sonuçların tahmini için yararlı olmalıdır (172). Genel olarak, 'laboratuvar testlerinin' avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- 1- Belirli bir değişken ya da özellik hakkında verilerin toplaması hızlıdır.
- 2- Yaygın olarak kullanılan test yöntemleri nispeten kolaydır.
- 3- Diğer tüm değişkenler sabit tutularak belirli bir değişkenin incelenmesine imkan sağlar.
- 4- Yeni ve/veya deneysel materyal ya da tekniğin performansı güncel "altın standart" materyal ya da tekniğin performans ile karşılaştırılabilir.
- 5- Bir çalışma düzeneği ile çok sayıda deneysel grup eşzamanlı olarak test edilebilir.
- 6- Nispeten basit ve pahalı olmayan test protokollerinin/enstrümanlarının kullanılabilmesi sağlanır (173).



Adezivlerin mine ve dentin dokularına bağlanma etkinliğini ölçmek için çeşitli yöntemler kullanılır. Bağlanma dayanımı, temel olarak makro veya mikro test yöntemleri kullanılarak statik olarak ölçülebilir. Bu yöntemlerde esas olan bağlanma alanının boyutudur. Makro bağ gücünün ölçüldüğü yöntemler kullanılacaksa bağlanma alanının 3 mm<sup>2</sup>' den daha büyük olması gerekmektedir ki bu yöntemler makaslama bağlanma dayanımı teti (shear bond strength), gerilim bağlanma dayanımı testi (tensile bond strength) ve push-out bağlanma dayanımı testidir. Daha küçük bağlanma yüzeylerinin kullanılmasına olanak sağlayan mikro bağ gücünün ölçüldüğü yöntemler ise mikrogerilim bağlanma dayanımı testi (microtensile bond strength), mikromakaslama bağlanma dayanımı testi (microshear bond strength) ve mikro push-out bağlanma dayanımı testidir (173).

#### **2.4.1. Makro Test Yöntemleri**

##### **2.4.1.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi**

Adeziv ajan uygulanarak bağlanan iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kuvvetin uygulandığı yöntemdir (174). Bağlanma dayanımı, uygulanan maksimum kuvvetin, bağlanan yüzeyin alanına bölünmesiyle hesaplanır (175). Bağlanma prosedürü sonrası hiçbir ek hazırlık gerektirmez. Nispeten basit ve uygulaması kolay olup hızlı sonuç alınır. Bu nedenle en yaygın kullanılan bağlanma testidir. Test tel halka (wire loop), nokta şeklinde ve bıçak sırtı şeklinde keskinler kullanılarak uygulanmaktadır. Keskinlerin bağlanma yüzeyine en yakın şekilde konumlanması önemlidir (173). Adeziv materyallerin klinik performansını tahmin etmek için bu laboratuvar test yöntemi kullanılırken bazı kritik hususlar göz önünde bulundurulmalıdır. Birincisi laboratuvar imkanlarında elde edilen bilgilerden direkt klinik koşullar için sonuç çıkarılamayabilir, ikincisi ise test sonuçlarındaki büyük farklılıkların testi sorgulanabilir hale getirmektedir (174).

##### **2.4.1.2. Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi**

Yük test örneğinin her iki tarafına uygulanır. Örnekler aktif veya pasif olarak kavranır. Aktif kavrama yönteminde, örnekler yapıştırıcı veya klemler yardımıyla aktif olarak; pasif kavrama yönteminde ise, örnek yapıştırıcı veya mekanik kavrama yardımı olmadan test cihazına yerleştirilir. Bu test yöntemi uygulanırken ara yüzeye makaslama bağlanma dayanımı testinden daha homojen stres uygulandığı için elde edilen sonuçlar daha güvenilir olarak kabul edilmektedir (176, 177). Seramikler ve metal alaşımlar gibi sert

materyaller ile siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için bu test yöntemi kullanılır (173).

#### **2.4.1.3. Push-Out Bağlanma Dayanımı Testi**

Yöntemde, yük, universal test cihazına monte edilmiş piston vasıtasıyla uygulanır. Piston, test cihazının alt koluna bağlanan silindirik parçanın tam ortasına kök kanal duvarlarına dokunmadan yük uygular (178). Bu yöntemden kök kanal patlarının adezyonunun (179) ve kök kanalına yapıştırılmış postların retansiyonunun test edilmesinde faydalanılır (180).

#### **2.4.2. Mikro Test Yöntemleri**

##### **2.4.2.1. Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi**

2002 yılında tanıtılan bu yöntemle tek bir materyalden mümkün olduğunca çok örnek elde edilmektedir. Mikromakaslama testi manipülasyon kolaylığı ile diş başına birkaç örneği test etme özelliğini birleştirir (173). Bu yöntemden mine ve cam iyonomer gibi kırılğan özelliklere sahip örneklerin test edilmesinde yararlanır (181). Test sırasında yük uygulanırken oluşan dengesiz stres dağılımı ve bunun sonucunda gerilme streslerinin meydana geldiği bildirilmiştir (182). Ayrıca adezivi ISO standartlarına uygun şekilde test edilen alana bağlamak imkansızdır. Bu nedenlerle çalışmalarda fazla tercih edilmemektedir (173).

##### **2.4.2.2. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi**

Mikrogerilim bağlanma dayanımı test yönteminde, teknik hassasiyet isteyen örnek hazırlığı gerekmektedir. Restoratif materyal dişe bağlandıktan sonra hassas kesme cihazı yardımıyla çubuk şeklinde örnekler elde edilir. Örneklerin bağlanan yüzey alanı 1 mm<sup>2</sup> ya da daha küçüktür. Elde edilen örnekler test cihazının iki tarafına yerleştirilerek kopma sağlanıncaya kadar kuvvet uygulaması gerçekleştirilir. Yöntemin bir dişten birden fazla örnek elde edilmesiyle dişlerin daha ekonomik kullanılması, bölgesel farklılıkların daha iyi kontrol edilmesi, arayüzde daha iyi stres dağılımı (dişte ya da kompozitte koheziv başarısızlıkların önlenmesi) gibi avantajları vardır. Teknik hassasiyet gerektirmesi, çok düşük bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesinin zor olması, örneklerin kolaylıkla sıvı kaybına uğraması ve hasar görmesi, kırılma sonrası numunelerin kaybı test yönteminin dezavantajlarıdır (173, 181, 183).

### 2.4.2.3. Mikro Push-Out Bağlanma Dayanımı Testi

Mikro push-out bağlanma dayanımı testi, örnek kalınlığının 1 mm<sup>2</sup>'den küçük ya da eşit olduğu push-out testinin modifikasyonudur (184). Mikrogerilim bağlanma dayanımı test yöntemi, erken bağlanma başarısızlık yüzdesinin yüksek olması ve test sonuçlarındaki büyük farklılıklar nedeniyle kanal içi dolgu materyallerinde kullanım için uygun değildir (185). Mikro push-out bağlanma dayanımı testi yapıştırmış fiber postların bağlanma dayanımını ölçerken mikrogerilim bağlanma dayanımı test tekniğinden daha güvenilirdir (180).



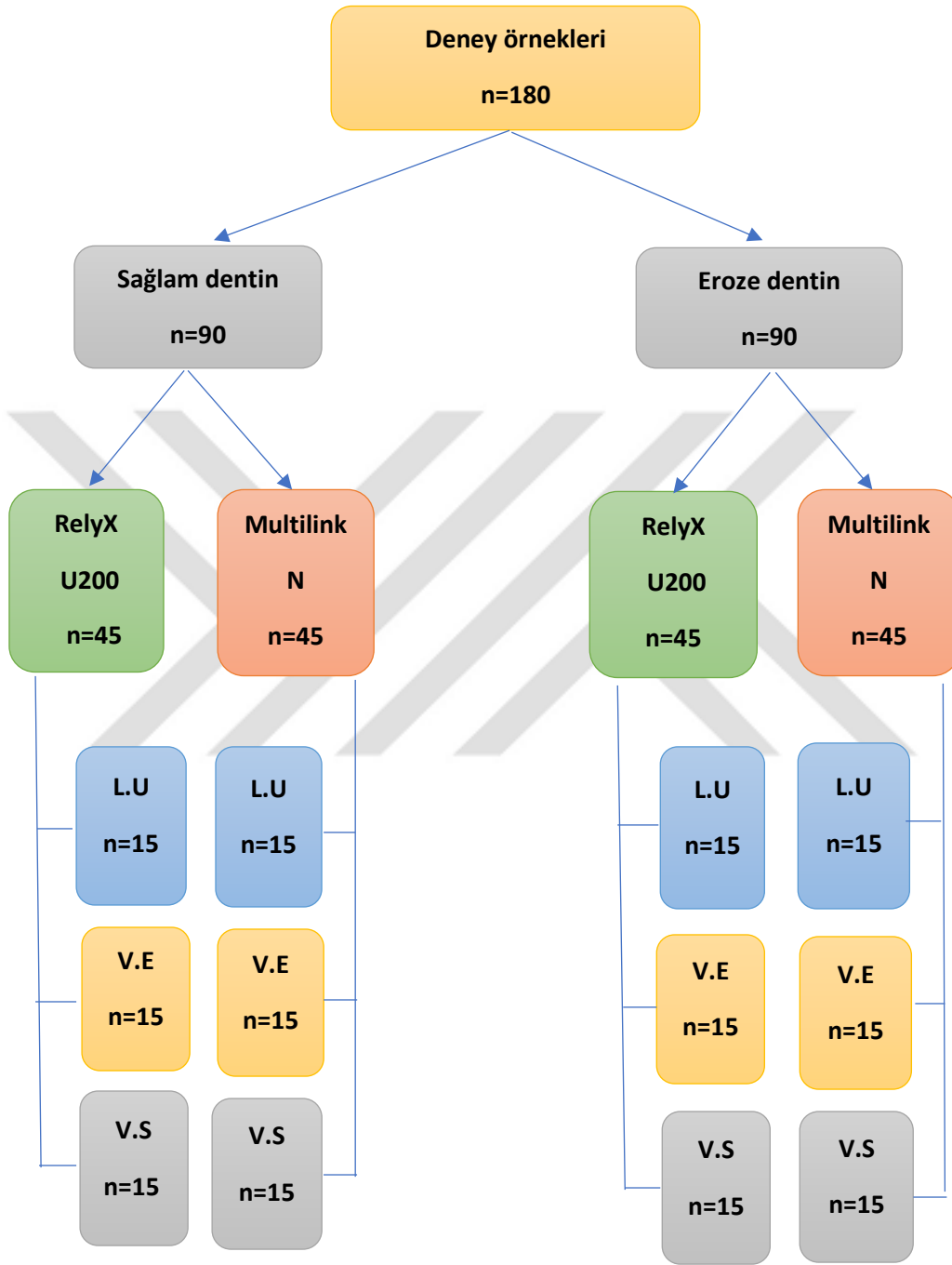
### 3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan 2018-71 protokol numarası ile etik kurul onayı alınmıştır (EK 1).

Çalışmada kullanılan dentin örneklerinin hazırlanması Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, CAD/CAM bloklardan örnek elde edilmesi işlemi Karadeniz Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü Laboratuvarında, makaslama bağlanma dayanımı deneyleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü Araştırma Laboratuvarında, stereo mikroskopta yüzey incelenmesi KTÜ Metalurji Malzeme Mühendisliği Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

CAD/CAM blokların eroze dentin dokusuna olan bağlantı dayanımının değerlendirildiği bu çalışmada 180 dentin örneği iki gruba ayrıldı. Birinci gruptaki örnekler 600, 800, 1000, 1200 gridli zımparalarla zımparalanarak standart smear tabakası elde edildi (kontrol). İkinci gruptaki örnekler de 600, 800, 1000, 1200 gridli zımparalarla zımparalanarak standart tabakası elde edildi. Sonrasında intrinsik gastrik erozyonu taklit etmek için HCI ile temas sonrası elektrikli diş fırçası kullanılarak abrazyon prosedürü uygulandı. İşlem üç kez tekrar edildi. Kontrol grubu ve eroze gruptaki örnekler her bir grupta 15 adet örnek olacak şekilde 6'şar alt gruba ayrıldı. Ardından Lava Ultimate (3M ESPE), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik) CAD/CAM blokları, RelyX U200 Automix (3M ESPE) ve Multilink N (Ivoclar Vivadent) rezin simanları kullanılarak sağlam ve eroze dentin dokularına yapıştırıldı. Örnekler 37°C'de, nemli ortamda 24 saat bekletildikten sonra başlık hızı 0.5 mm/dk olan universal test cihazı ile makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı, kopan örnek yüzeyleri stereo mikroskop ile incelendi. Deney grupları Tablo 1'de, çalışmada kullanılan materyaller ve bileşenleri Tablo 2'de gösterilmektedir.

**Tablo 1.** Deney gruplarının oluşturulması



L.U = Lava Ultimate, V.E = Vita Enamic, V.S = Vita Suprinity

**Tablo 2.** Çalışmada kullanılan materyallerin kodu, kimyasal bileşimi, üretici firması ve seri numaraları

Materyal	Kodu	Kimyasal Kompozisyon	Üretici Firma	Seri No
Vita Enamic (Hibrit seramik)	V.E	%86 seramik (%58-63 SiO <sub>2</sub> , %20-23 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %9-11 Na <sub>2</sub> O, %4-6 K <sub>2</sub> O, %0-1 ZrO <sub>2</sub> ) %14 Polimer (UDMA, TEGDMA)	Vita Zahnfabrik Bad Sackingen Germany	59711
Lava Ultimate (Nanoseramik)	L.U	%80 seramik (%69 SiO <sub>2</sub> , %31 ZrO <sub>2</sub> ), %20 Polimer( Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA)	3M ESPE Germany	N894706
Vita Suprinity (Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik)	V.S	%56-64 SiO <sub>2</sub> , %1-4 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %15-21 Li <sub>2</sub> O, %8-12 ZrO <sub>2</sub> , %1-4 K <sub>2</sub> O	Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Germany	63323
RelyX U200 Automix (Self-adeziv rezin siman)	R.U	Partikül boyutu 12.5 µm olan hacimce %43 inorganik doldurucu, bifonksiyonel metakrilak, TEGDMA ve silan uygulanmış silika	3M ESPE Germany	3722465
Multilink N (Self-etch rezin siman)	M.N	Bis-GMA, dimetakrilat, HEMA, baryum cam, ytterbium triflorid'den oluşan %40 inorganik doldurucu	Ivoclar Vivadent Liechtenstein	W94279

Monobond N	-	Silan metakrilatın alkol solüsyonu, fosforik asit metakrilat, sülfid metakrilat	Ivoclar Vivadent Liechtenstein	W95830
Multilink N Primer A	-	Su, reaksiyon başlatıcılar	Ivoclar Vivadent Liechtenstein	W97811
Multilink N Primer B	-	HEMA, fosforik asit, metakrilat	Ivoclar Vivadent Liechtenstein	W97546
CoJet	-	Silika ile modifiye edilmiş 30µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kum	3M ESPE Germany	651650
Vita Adiva Cera-Etch	-	%5 hidroflorik asit jel	Vita Zahnfabrik Germany	60390
Single Bond Universal Adhesive		MDP fosfat monomer, dimetakrilat, HEMA, Vitrebond kopolimer, etanol, su, başlatıcılar, silan	3M ESPE Germany	81011B

### 3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmada son 6 ay içerisinde ortodontik ya da oral sebeplerle çekilmiş 180 adet çürüksüz gömülü üçüncü büyük azı dişi kullanıldı. Dişlerin seçiminde çatlak ve çekim travması olmamasına dikkat edildi. Çekimi takiben dişler üzerindeki yumuşak doku artıkları ve kemik parçacıkları periodontal bir küret yardımıyla uzaklaştırıldıktan sonra +4°C’de %

0.5 kloramin-T solüsyonu içerisinde bir hafta süreyle bekletildi ve sonra +4°C’de distile suda saklandı. Solüsyon her hafta düzenli olarak değiştirildi.

Her bir diş kök bölgesinin 1/3’ü açıkta kalacak şekilde 4 mm x 4 mm x 4 mm boyutlarında silikon kalıplar kullanılarak akrilik bloğa gömüldü. Çalışmada dişlerin mine dokusu kaldırılıp yüzeysel dentin dokusu kullanıldı. Dentin kesitlerini elde etmek için örnekler düşük hızda çalışan hassas kesme cihazında (Micra Cut 125, düşük hızlı hassas kesme cihazı, Metkon, Bursa) soğutma sıvısı (Finocool Cutting Fluids, Metkon, Bursa) ve 0.5 mm kalınlığında elmas separe (DIMOS Ø150 mm, Metkon, Bursa) kullanılarak kesildi (Resim 1, 2, 3).



**Resim 1.** Düşük hızlı hassas kesme cihazı



**Resim 2.** Dişlerin elmas separe ile meziodistal yönde kesilmesi



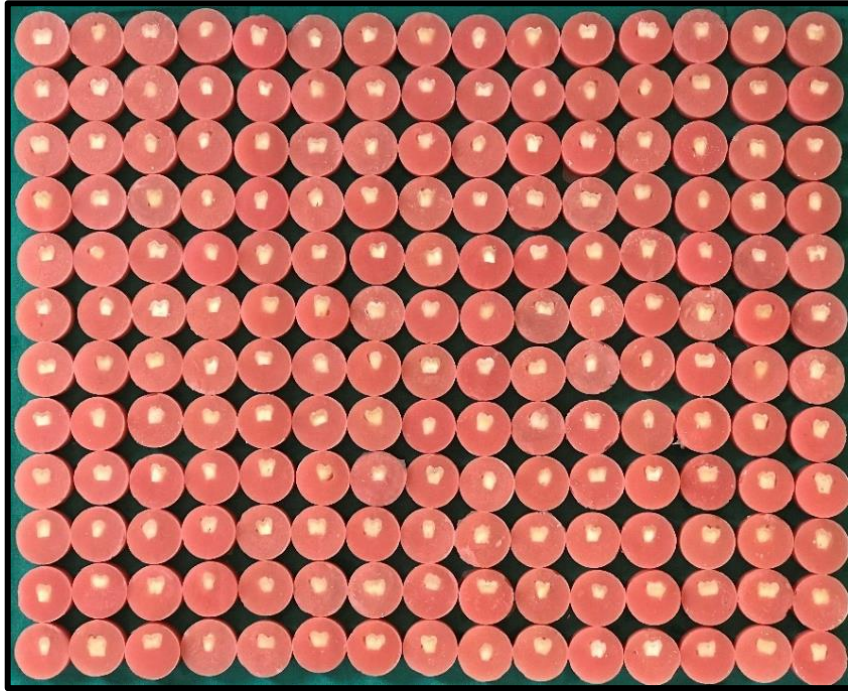
**Resim 3.** Dentin örneği



Hazırlanan örneklerin tümü deneyin gerçekleştirildiği test cihazına uygun olarak 30 mm çapında ve 12 mm yüksekliğinde silikon kalıplar içerisinde yerleştirildi ve kalıbın içine pembe otopolimerizan akrilik rezin (Imicryl, SC, Konya, Türkiye) dökülerek deneylerde kullanılacak örnekler elde edildi (Resim 4, 5).



**Resim 4.** Otopolimerizan akrilik rezine gömülen dentin örneği



**Resim 5.** 180 adet dentin örneği

Daha sonra örneklerin yüzeylerinde standart bir smear tabakası elde etmek amacıyla akan su altında 200 rpm dönme hızına sahip zımparalama cihazında (Beta Grinder Polisher, Buehler) 600, 800, 1000 ve 1200 grenli silikon karbit (SiC) aşındırıcı kağıtlar (186) (Klingspor, Egebant) kullanılarak zımparalama işlemi gerçekleştirildi (Resim 6).



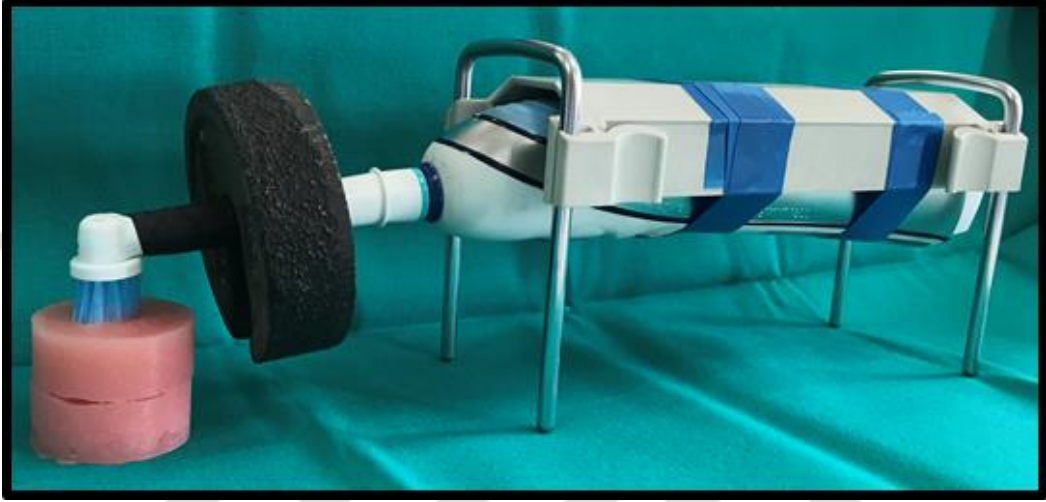
**Resim 6.** Zımparalama cihazı

### **3.2. Dentin Örneklerine Erozyon Abrazyon Prosedürünün Uygulanması**

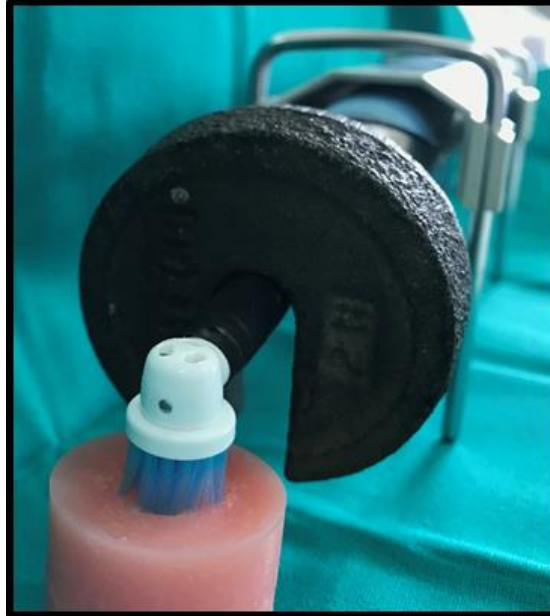
Çalışmamızda intrinsik gastrik erozyonu taklit etmek için pH'sı 2 olan 0.01M HCl (Norateks Kimya, İstanbul), 2 dakikalık periyotlarla (23°C) 3 siklus halinde diş yüzeylerine uygulandı (9). Eroziv diş aşınması abrazyondan ayrı bir süreç olarak değerlendirilemeyeceği için her siklus sonunda elektrikli diş fırçası simülasyonu ile abrazyon işlemi gerçekleştirildi (187).

Erozyon-abrazyon prosedüründe bir siklusta örnekler 0.01 M HCl'ye (pH 2) 2 dakika süreyle maruz bırakıldıktan sonra distile suda yıkandı. Ardından Karadeniz Teknik Üniversitesi Kimya Bölümü Araştırma Laboratuvarında hazırlanan pH'sı 7 olan, 1000 ml distile su içerisinde 0.002 g askorbik asit, 0.030 g glukoz, 0.580 g NaCl<sub>2</sub>, 0.170 g CaCl<sub>2</sub>, 0.160 g NH<sub>4</sub>Cl, 1.270 g KCl, 0.160 g NaSCN, 0.330 g KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, 0.200 g üre, 0.340 g Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> bulunan yapay tükürükte 60 dakika remineralizasyon için bekletildi (188-190).

Abrazyon prosedürü uygulanırken deney örneklerinin fırçalanması amacıyla şarj edilebilir diş fırçası Braun Professional Care Triumph 5000 (Oral-B Professional, Braun, Frankfurt, Almanya) kullanılarak ISO 14569-1 standartları gereğince 2N yük altında diş fırçalamayı simüle etmek için bir standla tutturulmuş kelepçe yardımıyla fırçalama düzeneği oluşturuldu (Resim 7, 8) (191, 192).



**Resim 7.** Şarj edilebilir diş fırçası düzeneğinin yandan görünüşü



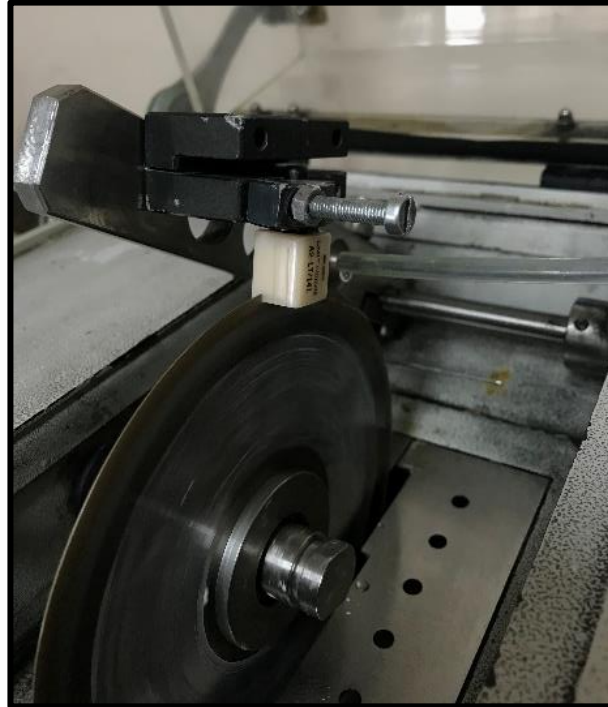
**Resim 8.** Şarj edilebilir diş fırçası düzeneğinin önden görünüşü

Deney örnekleri RDA (Rölatif Dentin Abrazivitesi) değeri 34 olan florürlü diş macunu (ProNamel, Sensodyne) ve yapay tükrüğün 3:1 oranında (100 ml) homojen şekilde karıştırılmasıyla hazırlanan bulamaç kullanılarak fırçalandı (190). Fırçalama işlemi 15 saniye sürdü. Fırça başlığı olarak değiştirme zamanını işaret etmek üzere rengini kaybeden göstergeli fırça kıllarına sahip Oral-B Sensitive (Oral B, Almanya) seçildi. İşlem bitiminde örnekler distile suda 1 dakika boyunca yıkandı ardından diğer sıklusa geçilerek 3 siklus peş peşe gerçekleştirildi (188).

### 3.3. CAD/CAM Blokların Kesilmesi

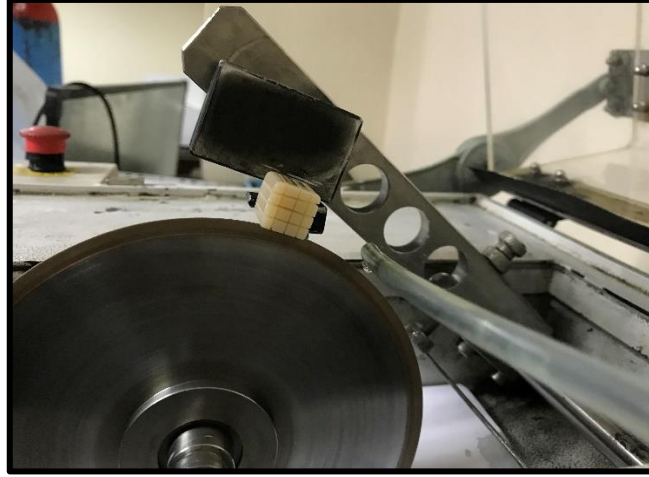
Bu araştırmada 12 x 14 x 18 mm boyutlarında Vita Enamic (EM-14) ve Vita Suprinity (PC-14) bloklarından ve 14 x 14 x 18 mm boyutlarında Lava Ultimate (14 L) bloğundan 3 x 3 x 3 mm boyutlarında her bir blok grubundan 60'ar adet olmak üzere 180 örnek elde edildi.

Örnekler Karadeniz Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü Araştırma Laboratuvarında bulunan kontrollü dijital göstergeli hassas kesme cihazında (Micracut 150 hassas kesme cihazı, Metkon, Bursa) soğutma sıvısı (Finocool Cutting Fluids, Metkon, Bursa) ve 0.5 mm kalınlığında elmas disk kullanılarak elde edildi (Resim 9, 10).



**Resim 9.** CAD/CAM bloğun vertikal yönde kesilmesi



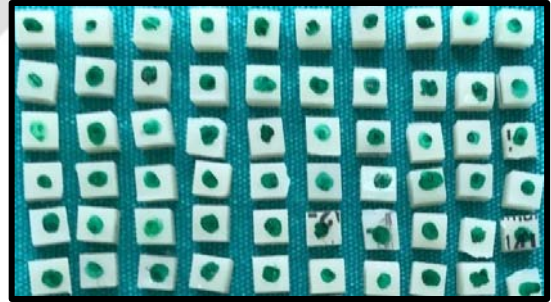


**Resim 10.** CAD/CAM bloğun horizontal yönde kesilmesi

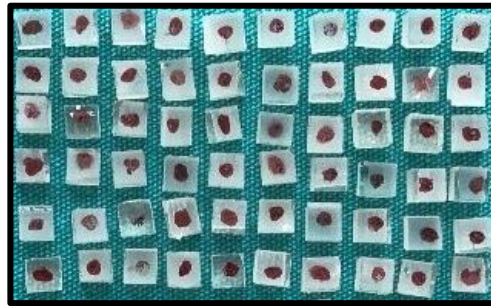
Kesim işlemi sonrasında 3 x 3x 3 mm ebatlarında 180 adet küp şekilli örnek elde edildi (Resim 11, 12, 13). Örneklerin yapıştırılacak yüzeyleri dijital kumpas ile ölçüldükten sonra tam karşıt yüzeyleri asetat kalemi ile işaretlendi (Resim 14).



**Resim 11.** Vita Enamic



**Resim 12.** Lava Ultimate



**Resim 13.** Vita Suprinity



**Resim 14.** Örnek yüzeylerinin ölçümü

### **3.4. CAD/CAM Bloklarda Simantasyon Öncesi Yüzey Hazırlığı**

Elde edilen küp şekilli CAD/CAM blok örneklerine simantasyon işlemi öncesi yüzey hazırlık protokolü uygulandı.

#### **3.4.1. Lava Ultimate İçin Yüzey Hazırlığı**

Örnekler ultrasonik temizleyici kullanılarak temizlendi, hava ile hafifçe kurulandı. Sonrasında 2 bar basınç altında (30psi), gren ölçüsü 30µm olan silika ile modifiye edilmiş Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu (Cojet, 3M ESPE, Germany) tüm bağlantı yüzeyi mat görünüme kadar blok yüzeyine uygulandı (Resim 15). Tozlanmayı önlemek için tükrük emici kullanıldı. Kumlanan yüzey alkolle silinip yağ içermeyen nemsiz hava ile kurulandı. Ardından Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, Germany) bloğun yapıştırılacak yüzeyine uygulanarak yüzey 20 saniye boyunca ovalandı. Adeziv yüzeyde hareket etmeyene kadar hava kullanılarak inceltildi. Sonrasında silan primer ajanı olan Monobond N (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde blok yüzeyine uygulandı, 60 saniye materyalin reaksiyona girmesi beklendi güçlü hava akımı ile dağıtıldı. RelyX U200 Automix (3M ESPE, Germany) ya da Multilink N (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) rezin siman uygulaması gerçekleştirildi (Resim 16).



**Resim 15.** Cojet kumu



**Resim 16.** Monobond N

### 3.4.2. Vita Enamic İçin Yüzey Hazırlığı

Örneklerin yapışma yüzeylerine %5'lik hidroflorik asit jel (Vita Adiva Cera-Etch, Vita Zahnfabrik) 60 saniye süre ile uygulandı, blok yüzeyi 60 saniye su ile yıkandı, 20 saniye hava ile kurulandı (Resim 17). Ardından silan primer ajanı olan Monobond N fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulandı, 60 saniye materyalin reaksiyona girmesi beklendi sonrasında güçlü hava akımı ile dağıtıldı. RelyX U200 Automix ya da Multilink N rezin siman uygulaması gerçekleştirildi.

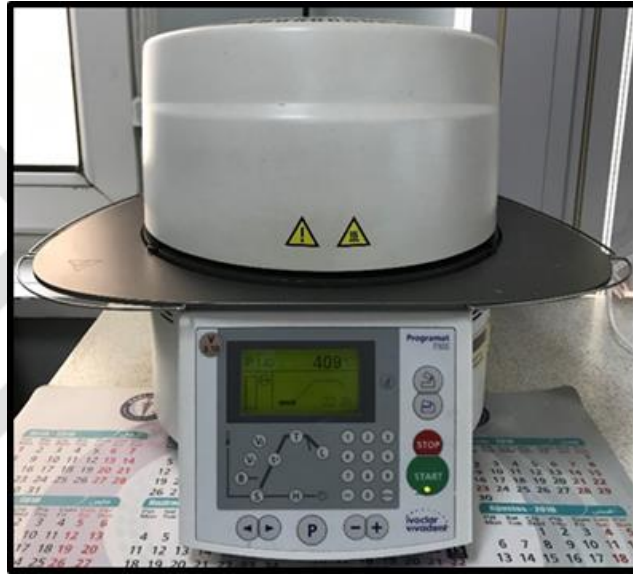


**Resim 17.** %5'lik hidroflorik asit jel

### 3.4.3. Vita Suprinity İçin Yüzey Hazırlığı

Elde edilen örnekler ultrasonik banyoda su ile yıkandı. Ardından esas yoğunluk ve dirençlerini kazanmaları için fırınlama işlemine tabii tutuldu. Kristalizasyon fırınına sokulmadan önce kontaminasyondan sakınıldı. Programat P300 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) fırınında 840°C ısıda 8 dakika sürede kristalizasyon işlemi gerçekleştirildi

(Resim 18). Fırınlama işleminden sonra fırından çıkarılan bloklar oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. %5 hidroflorik asit jel (Vita Adiva Cera-Etch, Vita Zahnfabrik) 20 saniye süre ile uygulandı. Hidroflorik asit güçlü hava su spreyi ile yıkandı. Sonrasında 1-3 dakika %98'lik alkol kullanılarak blok yüzeyi temizlendi. İyice kurutulduktan sonra yüzeye silan primer ajanı Monobond N (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) fırça yardımıyla uygulandı, silanın bir dakika boyunca reaksiyona girmesine izin verildi ardından çok ince silan tabakası kalacak şekilde hava ile kurutuldu. RelyX U200 Automix ya da Multilink N rezin siman uygulamasına geçildi.

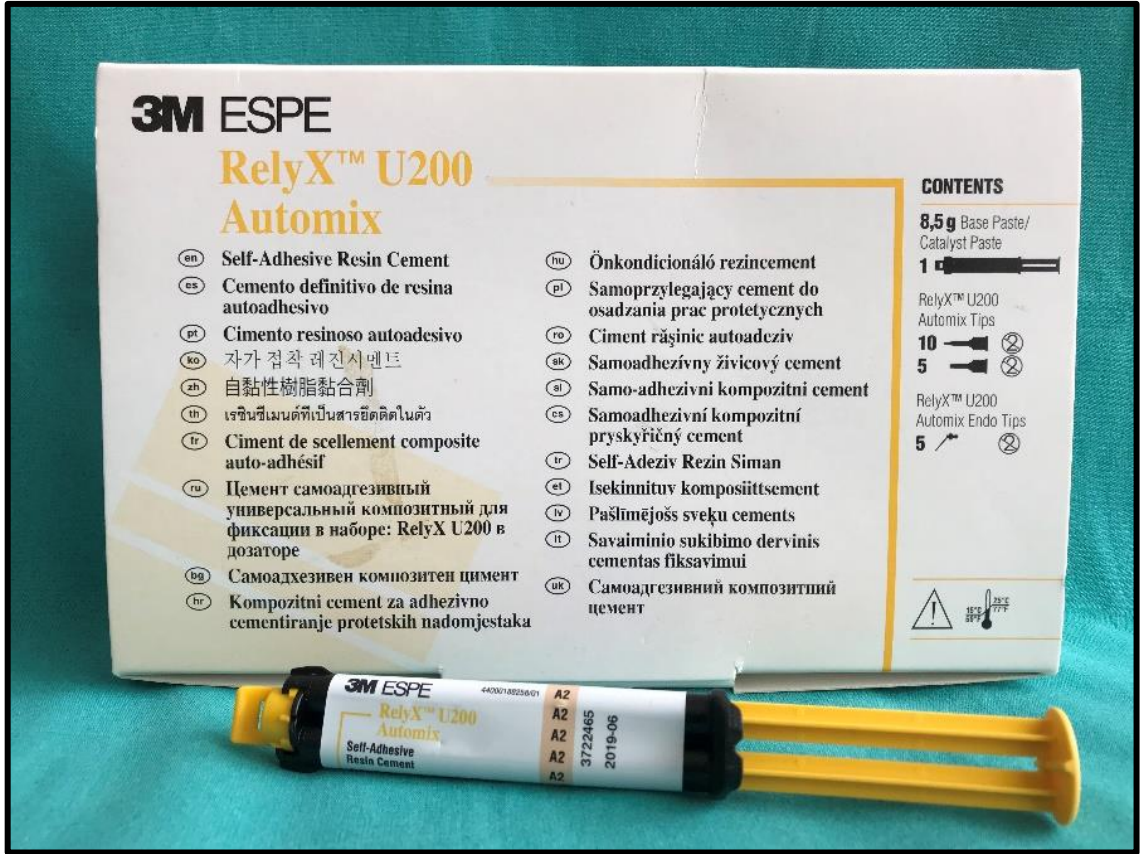


**Resim 18.** Kristalizasyon fırını

### **3.5. CAD/CAM Blok Örneklerinin Dişlere RelyX U200 Automix ile Simantasyonu**

Dentin örnekleri suyla yıkandı hava ile kurutuldu. Aşırı kurulamadan kaçınıldı. RelyX U200 Automix önceden yüzey hazırlığı yapılan blokların simante edilecek yüzeylerine uygulandı (Resim 19). CAD/CAM blokların dentin yüzeylerine yapışması için parmak basıncından yararlandı. Dalga boyu 430 – 480 nm olan 3M ESPE Elipar S10 ışık cihazıyla 2 saniye boyunca polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Hafifçe sertleşmiş olan taşan siman uygun bir sond yardımıyla uzaklaştırıldı. Blok ortalanacak şekilde oklüzalden 20 saniye diğer yüzeylerden ek olarak 20 saniye olmak üzere toplam 40 saniye süre ile ışık uygulanarak polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi.





**Resim 19.** RelyX U200 Automix rezin siman

### 3.6. CAD/CAM Blok Örneklerinin Dişlere Multilink N ile Simantasyonu

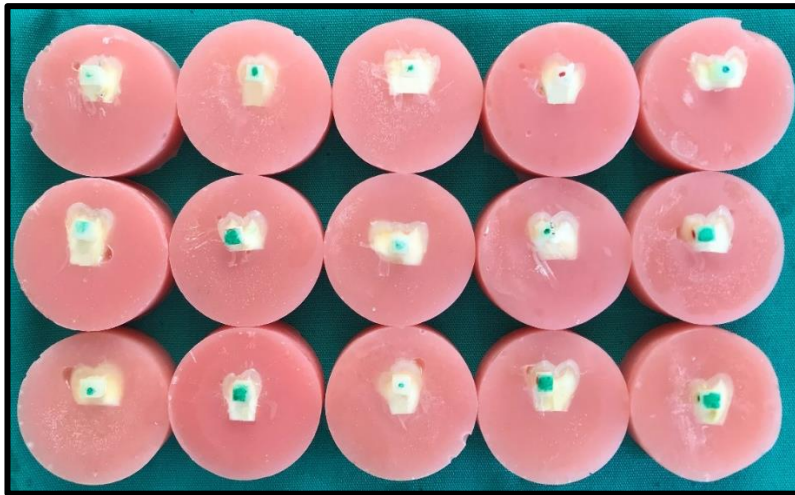
Dentin örnekleri hava-su spreyi ile yıkandı ve kurulandı. 1:1 olmak üzere eşit oranda damlatılan Multilink N Primer A ve Multilink N Primer B karıştırıldı. Tek kullanımlık fırça yardımıyla dentin yüzeyi 30 saniye süreyle hafif basınç uygulanarak ovalandı. Hareketli film tabakası kalmayana kadar fazlası hava spreyi ile uzaklaştırıldı. Multilink N rezin simanı (Resim 20) önceden yüzey hazırlıkları yapılan blokların yapıştırılacak yüzeylerine uygulandı. Bloklar parmak basıncı yardımıyla dentin yüzeylerine yerleştirildi. Taşan siman pelet yardımıyla uzaklaştırıldı. Örneklerin oklüzal yüzey ve yan yüzeylerine 40'ar saniye boyunca 3M ESPE Elipar S10 ışık cihazı uygulanarak rezinin polimerizasyonu sağlandı.



**Resim 20.** Multilink N rezin siman seti

### 3.7. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Bloklar dişlere yapıştırıldıktan sonra örnekler 37°C’de 24 saat %100 bağıl nem altında bekletildi. Oluşturulan gruplar ve kodları Tablo 3’de gösterilmiştir (Resim 21).



**Resim 21.** Makaslama bağlanma dayanımı deneyi için hazırlanan örnekler

**Tablo 3.** Çalışma grupları ve kodları

Sağlam Dentin	RelyX U200 Automix	Lava Ultimate	S.D R.U L.U
		Vita Enamic	S.D R.U V.E
		Vita Suprinity	S.D R.U V.S
	Multilink N	Lava Ultimate	S.D M.N L.U
		Vita Enamic	S.D M.N V.E
		Vita Suprinity	S.D M.N V.S
Eroze Dentin	RelyX U200 Automix	Lava Ultimate	E.D R.U L.U
		Vita Enamic	E.D R.U V.E
		Vita Suprinity	E.D R.U V.S
	Multilink N	Lava Ultimate	E.D M.N L.U
		Vita Enamic	E.D M.N V.E
		Vita Suprinity	E.D M.N V.S

### 3.8. Makaslama Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

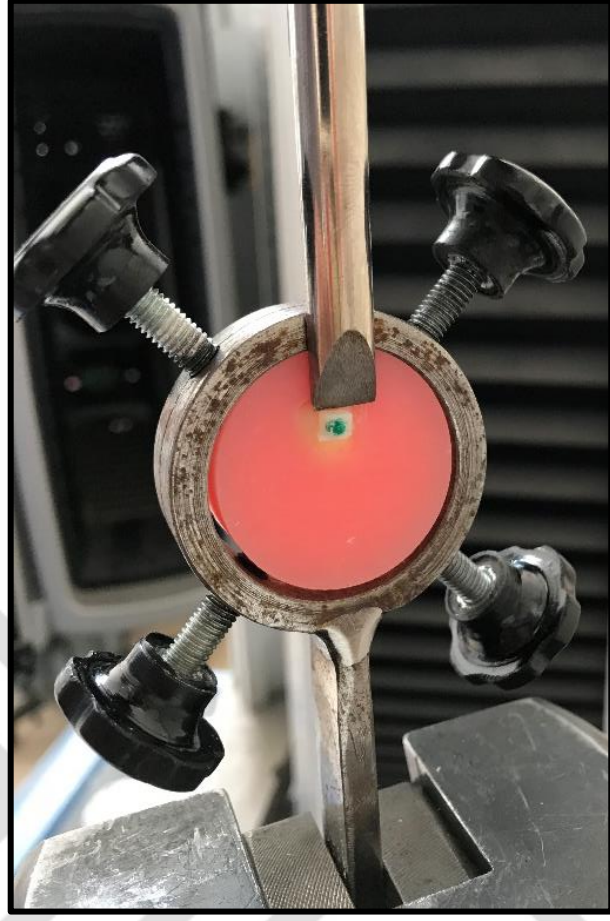
Çalışmamızda hazırlanan örneklere yapılan makaslama bağlanma dayanımı testleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi. Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesi işlemi Universal Test Sistemi (Instron 3382, USA) kullanılarak yapıldı (Resim 22).



**Resim 22.** Universal test sistemi

Bağlantı testi sırasında örneklerin sabitlenmesi için metal bir kalıp hazırlandı. Metal kalıp içerisinde sabitlenen örnekler, resimdeki düzenek yardımıyla test cihazının bir ucuna yerleştirildi. Test cihazının diğer ucuna da bıçak sırtı şeklinde sonlanan bir uç yerleştirildi (Resim 23).





**Resim 23.** Test cihazına yerleştirilen ve sabitlenen bir örnek

Başlık hızı 0.5 mm/dk olacak şekilde, CAD/CAM blok materyali ve diş arasındaki bağlantı ara yüzüne 90°'lik bir açı ile kuvvet uygulandı. Kırılma meydana geldiği anda cihaz üzerinde okunan yük değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi.

Aşağıdaki formül kullanılarak N değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi:

$$\text{Makaslama Bağlanma Dayanımı (MPa)} = \text{Kuvvet (N)} / \text{Yüzey alanı (mm}^2\text{)}$$

### 3.9. Kırılma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda başarısızlık tipinin tespiti amacıyla kırılma yüzeyleri, Karadeniz Teknik Üniversitesi Metalurji Malzeme Mühendisliği Bölümü Araştırma Laboratuvarında bulunan stereo mikroskopta (Leica, Almanya) x40 büyütme altında incelendi (Resim 24). Kırılma tipleri Tablo 4’de gösterildiği gibi adeziv, koheziv, mixed başarısızlık olarak sınıflandırıldı (193).



**Resim 24.** Stereo mikroskop

**Tablo 4.** Kırılma tipinin belirlenmesinde kullanılan kriterler

Başarısızlık Tipi	Açıklama
Adeziv Başarısızlık	Diş dokuları ve rezin simanın ya da CAD/CAM blok ve rezin simanın tamamen ayrılması şeklinde olan kopma
Koheziv Başarısızlık	Diş dokuları rezin siman veya CAD/CAM blok içerisinde meydana gelen kopma
Mixed Başarısızlık	Adeziv ve koheziv başarısızlığın birlikte görülmesi

Çalışmada görülen kırılma tipleri aşağıda verilen maddelere göre sınıflandırıldı.

- 1- Diş dokularında gözlenen koheziv başarısızlık
- 2-Diş dokusu-rezin siman arasındaki adeziv başarısızlık
- 3-Rezin siman içinde gözlenen koheziv başarısızlık
- 4-Rezin siman, CAD/CAM blok materyali arasında gözlenen adeziv başarısızlık
- 5-Diş dokuları, rezin siman ve CAD/CAM blok materyali arasında adeziv ve koheziv başarısızlığın birlikte görülmesi şeklinde olan mixed başarısızlık

### 3.10. İstatistiksel Değerlendirme

Makaslama bağlanma dayanımı testi ile elde edilen verilerin, grup içi ve gruplar arası farklılıklarını tespit etmek amacıyla istatistiksel analiz yapıldı. İstatistiksel analizler SPSS Windows 17.0 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile varyansların homojenliği ise Levene's testi ile değerlendirildi. Diş dokularının, rezin simanların, CAD/CAM blok materyallerinin ve bunlar arasındaki etkileşimin makaslama bağlanma dayanımı üzerine olan etkisi 3-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Bonferroni düzeltmesi ile değerlendirildi. Anlamlılık düzeyi  $p < 0.05$  kabul edildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi

3-yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 5’de gösterilmiştir. Tabloya göre üç ana faktör olan diş dokularının (sağlam dentin, eroze dentin), rezin simanların (RelyX U200 Automix ve Multilink N) ve CAD/CAM blokların (Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity) tek başına anlamlı farklılık oluşturduğu bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

Diş dokuları ve rezin simanlar arasında ( $p=0,885$ ), diş dokuları ve CAD/CAM blok materyalleri arasında ( $p=0.686$ ), rezin simanlar ve CAD/CAM blok materyalleri arasında ( $p=0.279$ ) iki-yönlü etkileşimde anlamlı farklılık bulunmadı. Diş dokuları, rezin simanlar ve CAD/CAM blok materyalleri arasındaki üç-yönlü etkileşimde anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0.235$ ).

İncelenen 12 grubun makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapmaları (SS) Tablo 6’da gösterilmektedir. CAD/CAM blok materyallerinin farklı rezin simanlar ile S.D ve E.D dokularına olan makaslama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında; en yüksek değerler S.D’de V.E blok M.N simanı ile kullanıldığında ( $15.86\pm4.62$  MPa), E.D’de V.E blok M.N simanı ile kullanıldığında ( $13.16\pm5.28$  MPa) elde edilmiştir. En düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri sağlam dentinde L.U blok R.U simanı ile birlikte kullanıldığında ( $7.73\pm1.59$  MPa), eroze dentinde L.U blok R.U simanı ile birlikte kullanıldığında ( $5.90\pm1.04$  MPa) elde edilmiştir.

1- Sağlam ve eroze dentin dokuları arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında sadece L.U bloğun R.U simanı ile birlikte kullanıldığđ gruplar arasında anlamlı farklılık olduğu bulunmuştur, sağlam dentin eroze dentinden anlamlı olarak daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri göstermiştir ( $p= 0.001$ ). Diğer gruplarda da genellikle sağlam dentin eroze dentinden daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

2- Tüm CAD/CAM blokların S.D ve E.D dokularına olan makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin M.N simanı kullanıldığında R.U simanı kullanılan gruba göre daha yüksek olduğu bulundu. Aradaki fark tüm gruplar için istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi ( $p<0.05$ ).



3- L.U, V.E ve V.S blokları R.U simanı ile birlikte S.D ve E.D dokularında kullanıldıklarında L.U bloğu V.E ve V.S bloklarından daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değeri gösterdi ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmedi.

L.U, V.E ve V.S blokları M.N simanı ile birlikte S.D dokusunda kullanıldıklarında L.U bloğu V.E ve V.S bloklarından daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değeri gösterdi. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

L.U, V.E ve V.S blokları M.N simanı ile birlikte E.D dokusunda kullanıldıklarında L.U bloğu V.E ve V.S bloklarından daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değeri gösterdi ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmedi.

Tüm gruplar için V.E ve V.S bloklarının makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.

**Tablo 5.** 3-yönlü ANOVA etkileşim tablosu

<b>Kaynak</b>	<b>Karelerin Toplamı</b>	<b>df</b>	<b>Ortalamanın Karesi</b>	<b>F</b>	<b>p değeri</b>
Düzeltilmiş model	1772.665	11	161.151	12.268	<0.001
Sabit Değişken	19718.804	1	19718.804	1501.138	<0.001
Diş dokuları	87.340	1	87.340	6.649	0.011
Rezin simanlar	1411.635	1	1411.635	107.464	<0.001
CAD/CAM bloklar	191.300	2	95.650	7.282	0.001
Diş dokuları*rezin simanlar	0.278	1	0.278	0.021	0.885
Diş dokuları*CAD/CAM bloklar	9.914	2	4.957	0.377	0.686
Rezin simanlar *CAD/CAM bloklar	33.771	2	16.886	1.285	0.279
Diş dokuları*rezin simanlar*CAD/CAM bloklar	38.427	2	19.213	1.463	0.235
Hata	2206.832	168	13.136		
Toplam	23698.301	180			
Düzeltilmiş toplam	3979.497	179			

**Tablo 6.** Grupların ortalama ( $\pm$ SS) makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

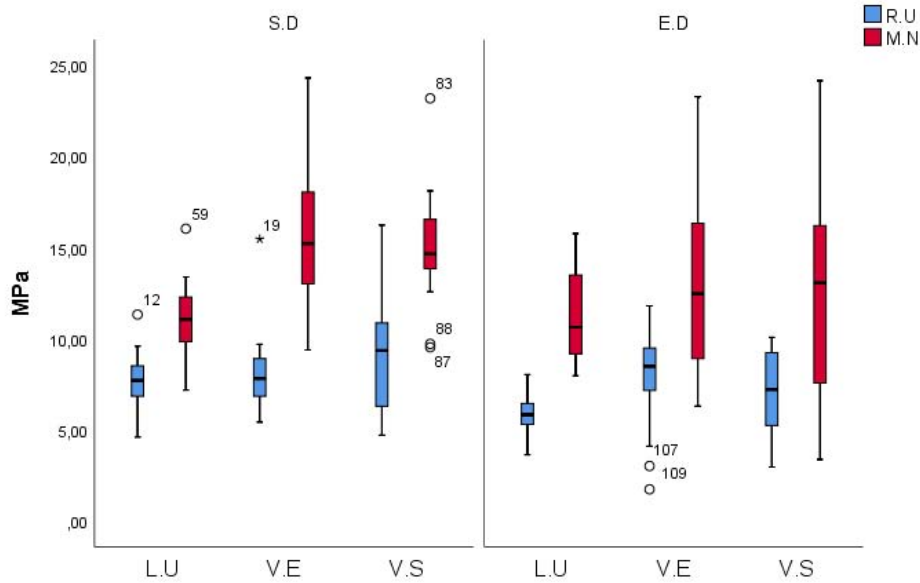
	S.D		E.D	
	R.U	M.N	R.U	M.N
L.U	7.73 $\pm$ 1.59Aa*	11.06 $\pm$ 2.33Ab	5.90 $\pm$ 1.04Aa*	11.35 $\pm$ 2.61Ab
V.E	8.27 $\pm$ 2.32Aa	15.86 $\pm$ 4.62Bb	7.97 $\pm$ 2.97Aa	13.16 $\pm$ 5.28Ab
V.S	8.95 $\pm$ 3.24Aa	15.06 $\pm$ 3.31Bb	7.14 $\pm$ 2.49Aa	13.06 $\pm$ 7.09Ab

S.D: Sağlam dentin, E.D: Eroze dentin, R.U: RelyX U200 Automix, M.N: Multilink N, L.U: Lava Ultimate, V.E: Vita Enamic, V.S: Vita Suprinity

Farklı büyük harfler aynı koşullar altında bloklar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ( $p < 0.05$ )

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında rezin simanlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ( $p < 0.05$ ).

\*işareti aynı koşullarda eroze ve sağlam dentin arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ( $p < 0.05$ ).



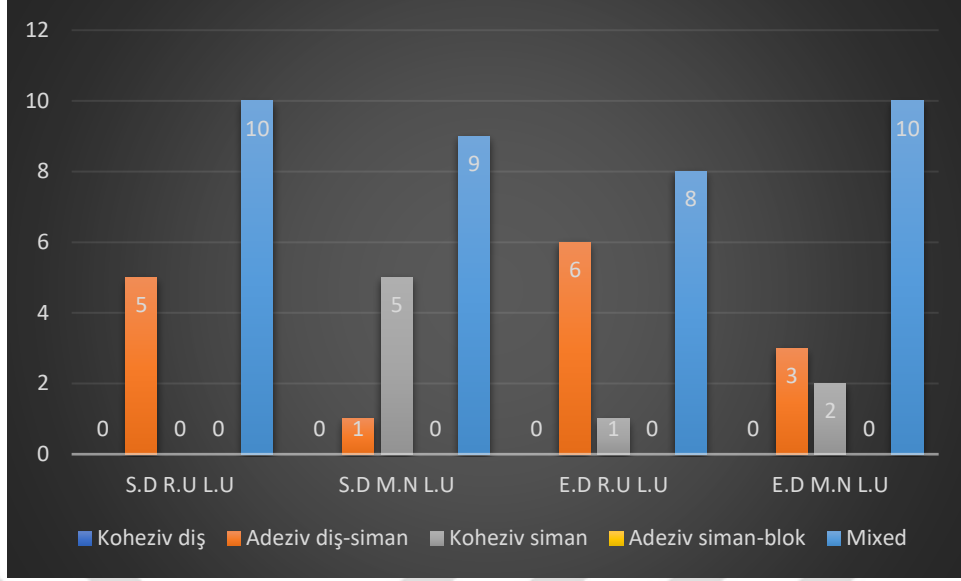
**Şekil 1.** Çalışma gruplarının makaslama bağlanma dayanımı değerleri

## 4.2. Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında örnekler 40'luk büyütme altında stereo mikroskopta incelenerek grupların kırılma tipleri belirlenmiştir. Yapılan inceleme sonunda tüm gruplar için değerlendirme yapılacak olursa % 62.77 oranında mixed başarısızlık, % 22.22 oranında diş siman arayüzünde adeziv başarısızlık, %14.44 oranında rezin siman içerisinde koheziv başarısızlık gözlenmiştir. Sadece 1 örnekte siman blok arayüzünde adeziv başarısızlık gözlenirken hiçbir örnekte diş dokusunda koheziv başarısızlığa rastlanılmamıştır. Gruplarda görülen kırılma tipleri ve dağılımı Tablo 7'de gösterilmektedir.

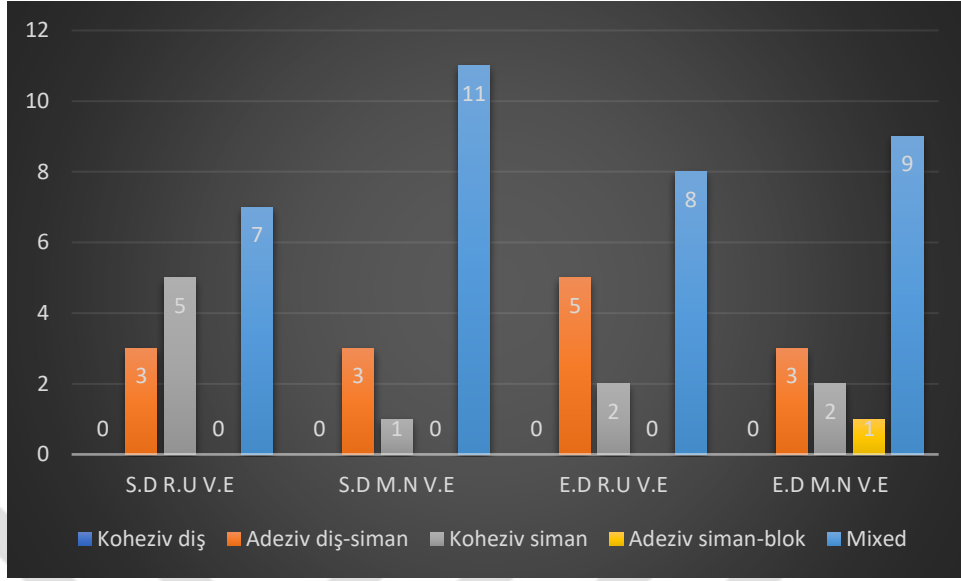
**Tablo 7.** Kırılma tiplerinin gruplara göre dağılımı

Diş Dokuları	CAD/CAM Bloklar	Rezin Simanlar	Koheziv: Diş	Adeziv:		Mixed
				Diş/Siman	Koheziv: Siman	
			Adeziv:		Mixed	
			Siman/ CAD/CAM Blok			
Sağlam Dentin	Lava	R.U		5		10
	Ultimate	M.N		1	5	9
	Vita	R.U		3	5	7
	Enamic	M.N		3	1	11
	Vita	R.U		2	5	8
	Suprinity	M.N		3		12
	Lava	R.U		6	1	8
	Ultimate	M.N		3	2	10
	Vita	R.U		5	2	8
	Enamic	M.N		3	2	1
Eroze Dentin	Vita	R.U		4		11
	Suprinity	M.N		2	3	10



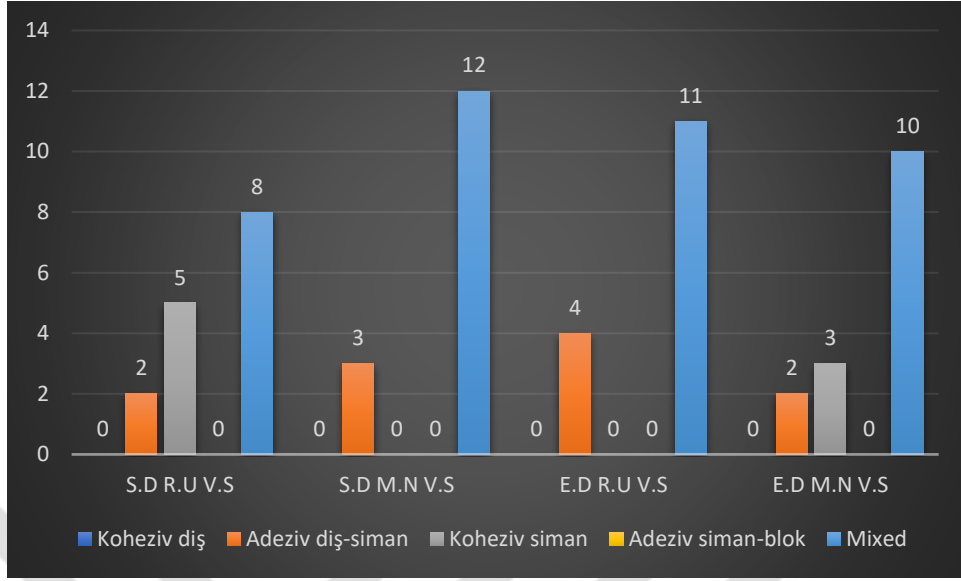
**Şekil 2.** Lava Ultimate bloğunda görülen kırılma tiplerinin dağılımı

Lava Ultimate bloğunda mixed kırılma her dört grupta sayıca en fazla görülen kırılma tipi oldu. Koheziv diş ve adeziv siman-blok kırılması hiçbir grupta gözlenmedi. Koheziv siman kırılması en fazla S.D M.N L.U grubunda gözlendi. Adeziv diş-siman kırılmasının sayıca en fazla olduğu grup E.D R.U L.U oldu.



**Şekil 3.** Vita Enamic bloğunda görülen kırılma tiplerinin dağılımı

Vita Enamic bloğunda mixed kırılma her dört grupta sayı olarak en fazla görülen kırılma tipi oldu. Koheziv diş kırılması hiçbir grupta gözlenmezken koheziv siman kırılması en fazla S.D R.U V.E grubunda gözlemlendi. Siman blok arayüzünde adeziv kırılma sadece E.D M.N V.E grubunda 1 örnekte gözlemlendi. Adeziv diş-siman kırılmasının sayı olarak en fazla olduğu grup E.D R.U V.E oldu.



**Şekil 4.** Vita Suprinity bloğunda görülen kırılma tiplerinin dağılımı

Vita Suprinity bloğunda mixed kırılma her dört grupta sayı olarak en fazla görülen kırılma tipi oldu. Koheziv diş ve adeziv siman-blok kırılması hiçbir grupta gözlenmedi. Koheziv siman kırılması en çok S.D R.U V.S grubunda gözlendi. Adeziv diş-siman kırılması en fazla E.D R.U V.S grubunda gözlendi.

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

### 5.1. Test Yönteminin Değerlendirilmesi

Bu çalışmada Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan 2018-71 protokol numarası ile etik kurul onayı alındıktan sonra bağlantı karakteristiği, ısı iletkenliği, dayanım ve elastisite modülü gibi fiziksel özelliklerinin klinik koşullara uygun olması sebebiyle son 6 ay içerisinde çekimi gerçekleştirilmiş gömülü yirmi yaş dişleri kullanılmıştır (194). Attin ve ark. insan ve sığır dişlerinde bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarında sığır dişlerinin insan dişlerinden daha düşük bağlanma dayanımı değeri gösterdiğini rapor etmişlerdir (195). Neden olarak ise sığır dişlerinin insan dişlerine oranla daha geniş dentin tübüllerine sahip olması, çekim sonrası daha hızlı defekt oluşumu sergilemesi gösterilmiştir (196).

Çalışmada ISO standartlarına uygun olarak çekilen dişler 1 hafta süre ile % 0.5'lik kloramin-T solüsyonunda ardından 4°C'de distile su içinde saklandı (197). Toplanan dişlerin en uygun saklanma koşullarının ve solüsyonunun ne olduğu tartışmalıdır (198). Araştırmacılar tarafından, dondurma (199), buz dolabında veya ortam sıcaklığında saklama gibi farklı yöntemler denenmiştir. Saklama solüsyonu olarak distile su, salin, kloramin, formalin, timol, glutraldehit ve sodyum hipoklorit gibi solüsyonlar kullanılmıştır (198, 200). Glutraldehit ve sodyum hipokloritin çekilmiş dişlerin dezenfeksiyonunda formalinden daha az etkin oldukları bulunmuştur. Sodyum hipokloritin renklenme ve toksisite gibi dezavantajları vardır. Formalin solüsyonu sporlu bakterilerin üremesinde etkisiz kalmaktadır (198, 201). Salin solüsyonunda bekletilen dişlerin dentin geçirgenliğinin ve bağlanma dayanımının azaldığı bulunmuştur (202). Yapılan bir çalışmada saklama solüsyonu olarak timol kullanıldığında distile su ve formalin gruplarına oranla kompozit rezinin mine dokusuna bağlanma dayanımını azalttığı bulunmuştur (200). Kloramin-T solüsyonu hipoklorite benzer yapıdadır ancak kollojen yapı üzerinde etkisizdir (198). Bu nedenle çalışmalarda genellikle tercih edilir.

Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde kullanılacak olan dişlerin saklanma süreleri çeşitlilik göstermekle beraber standardizasyon için bu süre önem arz etmektedir. Yapılan bir çalışmada dişlerin 24 saat, 3 ay ve 5 yıl kadar süre ile %0.05 timol ve distile suda bekletilme sonrası mineye bağlanma dayanımları arasında fark olmadığı bulunmuştur (203). Dentin örneklerinin üzerinde saklama solüsyonunun etkisi ile ilgili tutarsız sonuçlar bulunmaktadır neden olarak ise mineye oranla dentinin yüksek organik içeriği



gösterilmektedir (198). Stackhouse ve arkadaşları çekim sonrası dişlerin 2 saat ve 28 gün saklanması ile ilgili yaptıkları çalışmada sürelerin dentine bağlanma dayanımı üzerinde etkisiz olduğunu bulmuştur. Causton ve Johnson yaptıkları çalışmada çekim sonrası saklama süresinin dentine bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğunu, dişlerin çekim sonrası ilk 20 dakika içerisinde kullanılması gerektiğini bulmuşlardır. Çekim sonrası saklama süresinin mine ve dentine bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı etkisi olmamasına rağmen 6 aylık saklama süresi çalışmalar arasında benzerlik oluşturacağı için (203) bu çalışmada tercih edilmiştir.

Toplanan dişler hassas kesme cihazında kesilerek makaslama bağlanma dayanımı testlerinde kullanılmak için ISO/TS 11405:2003 standartları (204) gereğince mine dokusu kaldırılıp yüzeyel dentin dokusu elde edildi. Elde edilen dentin örneklerinde 600, 800, 1000, 1200 grenli (186) zımparalar kullanılarak standart smear tabakası oluşturuldu.

### **5.1.1. Erozyon Abrazyon Prosedürü**

Dental erozyon, bakteriyel tutulum olmaksızın asit veya şelasyon ajanları kaynaklı diş yüzeyinden patolojik, kronik, bölgesel sert doku kaybıdır (5). Erozyondan kaynaklanan mineral kaybının klinik olarak farkedilebildiği lezyonlarda, eroziv etkenin düzenli olarak ve en az 1-2 yıl boyunca var olması gerekmektedir (7). Erozyon sürecinin pH, kullanılan asidin türü, konsantrasyonu, sıcaklık, remineralizasyon süresi ve asidin uygulanma süresi gibi çeşitli faktörlerden etkilendiği bilinmektedir (38).

Kronik reflü, regurjitasyon ve yeme bozukluğu ile ilişkili kusma şikayeti olan hastalarda gastrik hidroklorik asit (HCl) dişlerle doğrudan temas ederek dental erozyonun ana nedenini oluşturur (29). Haftada en az bir kere kustuğu rapor edilen kişilerde erozyon riskinin sağlıklı kişilerle kıyaslandığında 30 kattan fazla olduğu bildirilmiştir (205). Bu hastalarda minede içsel kaynaklı asitle gerçekleşen kayıp HCl'nin eroziv potansiyeli ile açıklanabilir. Dentin erozyonu ise baskın olarak yüzey olgusu şeklinde olmayıp difüzyon kontrollü gerçekleşir (2). Kısaca özetlemek gerekirse dentin kronik olarak asitlere maruz kalırsa mineral kaybı artar ve organik dentin matriksi aşamalı olarak açığa çıkar. İlerleyici eroziv demineralizasyon ile, işlem daha kontrollü hale gelir ve gelişen organik yüzey tabakanın bariyer etkisinden dolayı mineral kaybı zamanla azalır (18).

Hove ve ark. yaptıkları çalışmada gastroözofageal reflü rahatsızlığı bulunan hastalardaki intrinsik gastrik erozyonu taklit etmek için erozyon prosedürünü pH'sı 2.0 olan 0.01 M HCl'yi 2 dakikalık periyotlarla 3 kez dental dokulara uygulayarak gerçekleştirdi (9).

Demineralizasyon periyodunun iki dakika olması asit saldırısı sonrası tükürük içerisinde pH düşüşünün süresini göstermektedir (2). Millward ve ark. yaptıkları çalışmada ağızda pH'nın düşük kaldığı sürenin 2 dakikadan daha uzun olmadığını bulmuşlardır (37).

Saf mide asidinin pH değeri 0.9-1.5 arasındadır, fakat kusma sonrası ağız içerisindeki pH yiyecek ve içeceklerin seyreltmesi ve tükürüğün tamponlama etkisiyle nadiren 1.5'ten daha düşük olur (9, 10). Milosevic ve ark.yaptıkları çalışmada bulimia nervozadan muzdarip hastalardan toplanan kusmuğun pH değerinin, 2.9-5.0 arasında değiştiğini rapor etmiştir (206). Bu nedenle, klinik koşullara uygunluk açısından 0.1 M HCl yerine 0.01 M HCl' nin kullanılması çok daha uygundur (9). Bu tez çalışmada pH'sı 2 olan 0.01 M HCl, 2 dakikalık periyotlarla 3 kere dentin dokularına uygulandı.

Erozyon, abrazyon ve atrizyon nadiren tek başına görülür ancak birbirleriyle etkileşime girer ve erozyondan etkilenmiş diş sert dokularının abrazyona uğraması en önemli etkileşim kabul edilir (187). Erozyon ve abrazyon prosedürünün birlikte gerçekleştirildiği konuyla ilgili yapılan çalışmaların neredeyse yarısında numuneler erozyondan hemen sonra fırçalanmamıştır, erozyona uğramış mine ve dentinin aşınma direncini arttırmak için 4 saat kadar (çoğunlukla 30-60 dakika) sonra fırçalanmıştır. Çalışmalardan elde edilen veriler çelişkili olduğu için bekleme süresinin abrazyon direncini arttırmadaki etkinliği hala sorgulanmaktadır (187). Bazı araştırmacılar erozyona uğratılan dişlerin laboratuvar koşullarındaysa yapay tükürükte bekletilmesinin ağız ortamındaysa fırçalama öncesi bekletilmenin abrazyon direncini anlamlı ölçüde artırdığını (31, 207-210) savunurken diğerleri bekleme süresinin direnci artırmada etkili olmadığını bildirmiştir (18, 211-214). Bununla birlikte, fırçalama işleminin asitle temastan hemen sonra yapılmaması günlük yaşamdaki koşulları daha iyi temsil edebilir, çünkü insanların her eroziv ataktan hemen sonra dişlerini fırçalamaları pek olası değildir (187).

Çalışmalarda doğal tükürük, yapay tükürük ve diyalize tükürük kullanılmıştır. Klinik yapılan çalışmalarda deney örnekleri genellikle yapay tükürükte 1-60 dakika bekletilirken (187), sadece 3 çalışmada bekletilme solüsyonu olarak insan tükürüğü kullanılmıştır (211), (215), (216). Halen, klinik çalışmalarda insan tükürüğünü kullanmanın mı yoksa yapay tükürüğü kullanmanın mı daha uygun olduğu tartışılmaktadır (187). Yapay tükürük, yeterli miktarda ve sabit bir bileşim ile hazırlanmanın avantajını sunar bu da standardizasyonu sağlar (187). İnsan tükürüğü ise bir donörden (215), birkaç donörden ya da havuzdan toplanabilir (211, 216). Bileşenleri aynı donörde ve donörler arası değişkenlik gösterebilir.

Laboratuvar çalışmalarında gereken miktarı fazladır ve bileşenleri laboratuvar koşulları altında hızla değişip bozulabilir. Doğal tükürüğün sorunlarının üstesinden gelmek için Fujikawa ve ark. (217) standart inorganik yapay tükürüğe karşı diyalize giren havuzdan aldıkları doğal tükürüğü kullandılar. Çalışmacıların protokolü aşırı diyaliz süresi ve yetersiz antibakteriyel kullanımı nedeniyle eleştirilebilir. Dahası, yazarlar diyalize tükürüğün bileşimine ve diş üzerinde ne tür bir pelikül oluşturacağına dair bilgi sunamadılar (4). Mevcut bilgilere dayanarak, geciktirilmiş abrazyon prosedürü ve yapay tükürüğün fırçalamadan önce örneklerin bekletilme solüsyonu olarak kullanılması uygun görünmektedir (187). İncelenen çalışmalar doğrultusunda bu çalışmada dişlerin HCl ile temasından sonra 60 dakika kadar yapay tükürükte bekletilmesine karar verildi.

Erozyon abrazyon prosedürünün birlikte gerçekleştirildiği araştırmaların çalışma prensipleri incelenmiştir. Austin ve ark. yaptıkları çalışmada hazırladıkları mine örneklerini 2 dakika 0.01M HCl ile erozyona uğrattıktan sonra 60 dakika remineralizasyon için yapay tükürükte bekletmiş, ardından dişleri yapay tükürük florürsüz diş macunu bulamacıyla diş fırçasına 200 gram yük uygulayarak 120 vuruş (strokes) sayısı ile 2 dakika boyunca fırçalayarak erozyon-abrazyon aşınma protokolünü gerçekleştirmişler (188). Wiegand ve ark. HCl ile erozyon işlemini gerçekleştirmişler ardından florürlü diş macunu yapay tükürük (189) karışımını 3/1 oranında karıştırıp 250 gram yük altında otomatik fırçalama makinesinde abrazyon prosedürünü gerçekleştirip ortalama mine kaybını hesaplamışlardır (190). Schlueter ve ark. dentin dokusundaki mineral kaybını değerlendirdikleri çalışmalarında dentin örnekleri üzerinde HCl-pepsin solüsyonu ile erozyon işlemini gerçekleştirdikten sonra florürsüz diş macunu remineralizasyon solüsyonunu 1/3 oranında karıştırıp 15 saniye boyunca 200 g, 300 g ve 400 g yük uyguladıkları şarj edilebilir diş fırçası düzeneği ile abrazyon prosedürünü gerçekleştirmişlerdir (192). Ganss ve ark. yaptıkları çalışmada dişleri HCl ile erozyona uğrattıp florürsüz diş macunu kullanarak şarj edilebilir diş fırçası düzeneğine 2 N yük uygulayıp abrazyon prosedürünü gerçekleştirdikten sonra dentin yüzeylerinde profilometrik ölçüm yapmışlardır (18). Ganss ve ark. HCl ile demineralizasyona uğrattıkları dişlerde şarj edilebilir diş fırçasına 2 N, 3 N ve 4 N yük uygulayarak florürsüz diş macunu ile abrazyon prosedürünü gerçekleştirmişlerdir. Farklı yükler uygulanarak yapılan abrazyon prosedürü sonrası dentin yüzeylerinde optik ve mekanik profilometrik ölçümleri gerçekleştirmişlerdir (218).

Abrazyon prosedürünün gerçekleştirilmesinde fırçalama sıklığı ve süresi, kullanılan fırçanın türü ve kıl sertliği (219), fırça kıllarının sonlanma şekli (220), kullanılan macun ve fırçalanırken uygulanan yük (218, 221) önemli faktörlerdendir (187). Faktörler arasında fırçalama gücü abrazyon potansiyelini etkilese de fırça türü ve kıl sertliği etkinlikte diş macunundan daha az önemli bulunmuştur (219, 220, 222). Harte ve ark. yaptıkları çalışmada sert diş fırçalarını orta sertlikteki diş fırçalarıyla karşılaştırdıklarında sert diş fırçalarının sağlam dentinde daha fazla aşınmaya yol açtığını rapor etmişlerdir (223). Lussi ve ark. (27), ve Imfeld ve ark. (224) yaptıkları çalışmalarda eroze dental dokulara sahip hastalarda yumuşak uçlu diş fırçasının kullanılması gerektiğini savunmuşlardır (219). Bu çalışmada şarj edilebilir diş fırçasına takılan değiştirilme zamanını rengini kaybetmesiyle belirten fırça kıllarına sahip hassas diş fırçası başlığı kullanılmıştır.

Erozyon abrazyon çalışmalarında kullanılan diş macununun aşındırıcılık değeri [REA (rölatif mine abrazivitesi) ya da RDA (rölatif dentin abrazivitesi)] ve florür içeriği önemli faktörlerdendir. Konuyla ilgili yapılan çalışmalarda eroze mine ve dentin dokularının abrazyon prosedüründe diş macununun aşındırıcılık değerinin önemli olduğu rapor edilmiştir (219, 222). Hooper ve arkadaşları eroze dentinde yüksek RDA değerine (RDA 189) sahip diş macunu ile daha düşük RDA değerine (RDA 85) sahip diş macununu karşılaştırdıkları çalışmalarında RDA değeri yüksek olan macunun daha fazla abrazyona yol açtığını bildirmiştir (225). Düşük aşındırıcılık değerine sahip diş macununun demineralize dentin ve açığa çıkan kollojen matriksin en dıştaki tabakasını aşındırdığı, daha yüksek aşındırıcılık değerine sahip diş macununun ise erozyondan etkilenmiş daha derin dokuların fırçalamaya karşı olan duyarlılığını artırdığı bildirilmiştir. Wiegand ve ark. dentin erozyonu probleminde sahip hastalarda sert doku kaybını önlemek için düşük RDA değerine sahip macunların kullanılmasını önermişlerdir (220).

Araştırmacılar çalışmalarında kullandıkları macunun florür içerip içermediğini belirtmişlerdir (187). Florürlü diş macununun florürsüz diş macununa nazaran eroze mine ve dentin dokularında daha az aşınmaya yol açtığı klinik (222, 226) ve in situ (227, 228) çalışmalarda bildirilmiştir. Florürün eroze dental dokuların remineralizasyonunu artırıp (229), sonraki eroziv ve abraziv ataklara karşı dokuları daha dirençli hale getirdiği rapor edilmiştir (222, 230). Wiegand ve ark. çalışmalarında yapılan çalışmanın amacına bağlı olarak florürlü ya da florürsüz diş macunu kullanımının uygun olabileceğini, ancak uluslararası pazarda bulunan çoğu diş macununun florür içerdiği düşünüldüğünde

mümkün olduğunca, klinik koşulları taklit etmek için florür içeren diş macunlarının kullanılması gerektiğini savunmuşlardır (187). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada klinik koşullara uygunluk açısından RDA değeri 34 olan ve florür içeren Sensodyne ProNamel diş macunu pH'sı 7.0 olan yapay tükrük ile 3/1 oranında karıştırarak elde edilen karışım kullanıldı (190, 218).

Yapılan çalışmalar tüm dişlerin fırçalanma süresinin 30-90 saniye arasında değiştiğini bu sürenin de 300-400 fırçalama vuruşuna eşdeğer olduğunu göstermiştir (231-233). Çalışmalarda hem manuel hem de şarj edilebilir diş fırçaları, genellikle fırçanın örnek yüzey üzerinde standart hareketini sağlayan otomatik fırçalama makinelerinde ya da diş fırçası tutucularında, standart fırçalama kuvveti altında sabitlenmiştir (234). Fırçalama kuvvetleri 0.2 ve 4.5 N arasında değişir, ancak çalışmaların çoğu 2-3 N'lik fırçalama kuvvetini klinikte manuel diş fırçası ile fırçalama sırasında uygulanan ortalama yük değerlerine uygun olduğu için tercih etmiştir (187, 233). Şarj edilebilir diş fırçalarına manuel fırçalara uygulanan yüke eşdeğer yük uygulandığında eroze dental dokuların zarar gördüğü rapor edildiği için şarj edilebilir diş fırçaları kullanılacaksa uygulanan fırçalama kuvvetinin 1.5-2 N'ye düşürülmesi gerekmektedir (18, 235, 236). Ayrıca şarj edilebilir diş fırçalarının kullanıldığı çalışmalarda fırçalama süresi 5 saniye ve 1 dakika arasında değişmektedir (187). Çalışmalardan elde edilen bilgilerin yanında ISO 14569-1 82007 standartlarına göre 0.5-2.5 N'luk fırçalama kuvveti uygun bulunup 2 N'luk kuvvetin uygulanması tavsiye edilmiştir (4). Bu çalışmada klinik koşulları taklit etmek için şarj edilebilir diş fırçası 15 saniye süre (218) ile 2 N'lik yük altında erozyona uğratılmış dentin dokularına uygulandı.

Çalışmada pH'sı 2 olan 0.01 M HCl 2 dakika boyunca dentin örneklerine uygulanmış ardından distile suda örnekler yıkanmıştır. Sonrasında remineralizasyon için örnekler yapay tükrükte 60 dakika boyunca bekletilmiştir. Abrasyon prosedürü için ise 3/1 oranında florürlü diş macunu yapay tükrük karışımı hazırlanmış, 2 N yük uygulayan şarj edilebilir diş fırçası düzeneği ile örnekler 15 saniye boyunca fırçalanmıştır. İntrinsik gastrik erozyonu taklit etmek için tüm işlem üç kez tekrar edilmiştir.

### **5.1.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller**

Geçtiğimiz 25 yılda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM), teknolojisi kullanımı güvenli olduğu, estetik açıdan tatmin edici ve stabil materyallerle çalışılmasına izin verdiği, laboratuvar işlemlerinde verimlilikte artışa yol açtığı, restorasyonların üretimi için gereken süreyi kısalttığı için diş hekimliğinde popüler

hale gelip kullanımı giderek artmıştır (60-62). CAD/CAM teknolojisi ile diş hekimliğinde pek çok materyal kullanılmaktadır. Bunlar arasında güncel olan ve çalışmada da kullanılan materyaller Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Suprinity'dir.

Lava Ultimate CAD/CAM sistemlerde kullanılan ilk nanoseramik materyaldir. İçerisinde 4-11 nm boyutunda zirkonya ve 20 nm boyutunda silika nanopartikülleri kümeler halinde yığılmış olup ağırlıkça %80, hacimce %65 doldurucu içeriğine sahip nanopartiküllerden oluşan önceden polimerize edilmiş kompozit rezindir (88, 89). Silan bağlayıcı ajan uygulanmış nanopartiküller doldurucuları yüksek oranda çapraz bağlı polimer matriks yüzeyine bağlar (91). Polimerizasyon işlemi, yüksek homojen iç yapıya ulaşmak için standart yüksek basınç ve sıcaklık altında gerçekleştirilir (90).

Polimer infiltre seramik ağ materyali olan Vita Enamic üretici tarafından hibrit seramik olarak adlandırılır. Materyal seramik ve polimer ağların iç içe geçmesiyle oluşan hibrit yapıya sahiptir (67). Vita Enamic materyalin üretim süreci iki aşamalıdır. İlk olarak pöröz önceden sinterlenmiş seramik ağ üretilir, bağlayıcı ajan ile güçlendirilir ikinci olarak ise bu seramik ağa kapiller etki ile polimer infiltrasyonu gerçekleştirilir. Fleksürel gücü, elastisite modülü, sertliği diş yapısıyla benzer özellikler sergiler. Ağırlıkça %86 inorganik seramik, %14 organik polimerden oluşur. Seramik ağ materyale stabilite sağlarken polimer ağ esneklik kazandırır. Bu özelliği sayesinde materyal çiğneme güçlerini absorbe ederek çatlak ilerlemesini durdurur (93).

Vita Suprinity zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik yapısındadır. Materyalin bileşiminde bulunan tetragonal zirkonya ile optik ve mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Bu çok bileşenli cam-seramik ağırlıkça %10 zirkonyum oksit içeren camı matriks ve ince lityum metasilikat ile lityum disilikat kristallerinin bileşiminden oluşan mikroyapıya sahiptir. Eklenen zirkonyum oksit materyalin çatlak ilerlemesine karşı mekanik gücünü artırmaktadır. Materyal, önceden kristalize formdadır ve son fırınlama aşamasından sonra nihai yoğunluğuna ulaşır. Kristalizasyon gerçekleştirildikten sonra materyalin mekanik özellikleri artmakta bu sayede estetik gereksinimler karşılanmaktadır (98).

Restoratif materyal ve diş yapısı arasındaki yeterli ve sürekli adezyon restorasyonların uzun dönem başarısı için gereklidir (237). Adeziv bağlanma restoratif materyalin ve rezin simanın bileşenlerinden, her iki bileşene de uygulanan işlemlerden, adezyon mekanizması türünden (fiziksel, mekanik ya da kimyasal) etkilenir (238, 239). Resin simanlar seramik alt yapı materyalin bağlantı yüzeyindeki mikro çatlaklara ve

düzensizliklere infiltrate olarak çatlak yayılımını engeller, restorasyonun kırılma dayanımını artırır. Ayrıca, seramik, rezin siman ve diş ara yüzeyi, birlikte hareket ederek, seramiğe gelen kuvvetlerin diş dokusuna daha etkili bir şekilde iletilmesi sağlanır (135).

Etch-and-rinse simanlarda başarılı simantasyon için nemli dentin yüzeyine ihtiyaç duyulmaktadır, ancak diş yüzeyinin aşırı nemli ya da kuru kalması yapışma başarısını olumsuz etkiler (153). Etch-and-rinse sistemlerde dentin yüzeyine asit uygulanması kollojen fibrilleri etkileyebilir, demineralize bölgelerin sıvı kaybına ve yapısının bozulmasına neden olabilir (155). Dentin tübülleri açılır, smear tabakası ortadan kalkar dişlerde hassasiyet görülebilir (145). Bu sebeplerle çalışmada self-adeziv RelyX U200 Automix ve self-etch Multilink N rezin simanların kullanımına karar verildi.

RelyX U200 Automix dual-cure, self-adeziv rezin simandır. Diş yüzeyine bağlanması için ilave herhangi bir işleme gerek yoktur. Yapısında bi-fonksiyonel metakrilat, TEGDMA ve silan uygulanmış silika bulunmaktadır. Hacimce %43 oranında inorganik doldurucuya sahip olup bu doldurucular 12.5 µm boyutundadır (240). Bu siman grubu simanın hidroksiapatite bağlanmasını sağlayan çok fonksiyonlu fosforik asit metakrilatlar, asidik monomerler içeren organik matriks ve geleneksel doldurucular içerir. Fosforile metakrilatlar diş yüzeyindeki suyla ya da nemle temas ettiğinde düşük pH oluşturur. Bu düşük pH dentini asitler. Asitlenmiş diş yüzeyine siman nüfuz eder ve polimerize olduğu zaman diş yüzeyi ile bağlanma sağlanmış olur (145, 163, 164).

Multilink N ise ışıkla polimerize olabilme seçeneği de bulunan kimyasal olarak polimerize olan fosforik asit esaslı rezin simandır. Yapısında Bis-GMA, dimetakrilat, HEMA, ytterbium triflorid, baryum cam bulunur (241). Multilink N Primer ile birlikte kullanılır. Partikül boyutu 0.25-3 µm aralığında olup partiküller ortalama 0.9 µm boyutundadır. Monomer matriksi dimetakrilat ve HEMA'dan oluşup hacimce %40 inorganik doldurucu içerir. Bu siman grubunda primer içerisinde bulunan fosforik asit ve metakrilat dentini asitler böylece siman diş yapısındaki hidroksiapatite bağlanır (242).

Restoratif prosedürleri tamamlanan örneklerin test edilmeden önce hangi koşullarda ve ne kadar süre ile bekletileceği önemlidir. Price ve Hall test edilecek örnekleri polimerize edip 10 dakika ve 24 saat süre ile bekletip rezinin dentine bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında 24 saat bekletildikten sonra test edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının belirgin olarak yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Dental kompozitlerin 24 saat sonra ideal maksimum mikrosertlik değerine ulaştığı yapılan

çalışmada rapor edilmiştir (243). Çalışmada makaslama bağlanma dayanımı testleri örnekler 37°C’de 24 saat %100 bağıl nem altında bekletildikten sonra yapılmıştır.

Adeziv sistemlerin klinik performansının en iyi klinik çalışmalarla değerlendirilebileceği, ancak laboratuvar testlerinin de klinik performansını tahmin etmek için kullanılabilmesi belirtilmiştir. Bağlanma dayanım testleri olan makaslama bağlanma dayanımı ve mikrogerilim bağlanma dayanımı testleri bu amaç için sıklıkla kullanılmaktadır. Makaslama bağlanma dayanımı testi hızlı ve kolay uygulanır olup güvenilir sonuçların elde edildiği test metodudur (173). Cardoso ve arkadaşlarına göre makaslama bağlanma dayanımı testi klinik koşulları diğer testlere göre daha iyi yansıtmaktadır (244). Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi yük uygulama esnasında daha homojen stres dağılımına izin verir fakat teknik hassasiyet gerektirir, çok düşük bağlanma dayanımı değerlerinin ölçümünde zorluk yaşanır, örnekler su kaybedip olup hasar görebilir, örneklerin hazırlanması ve küçük alanlara yapıştırılması zordur (173, 181). Bu çalışmada mikrogerilim bağlanma dayanımı test yöntemi ile karşılaştırıldığında daha uygulanabilir test prosedürü bulunduğu için makaslama bağlanma dayanımı testinin kullanılmasına karar verilmiştir.

ISO standartlarına göre makaslama bağlanma dayanımı testlerinde kullanılacak cihazların başlık hızı 0.45 ve 1.05 mm/dk arasında olmalıdır (ISO-TR 11405). Hara ve arkadaşlarına göre nispeten yüksek başlık hızlarının kullanılması deney sırasında normal olmayan stres dağılımları geliştirir, diş yapısında veya rezin esaslı kompozitte koheziv başarısızlığa neden olur bu durum da bağlanma dayanımı değerlerini etkiler. Başlık hızının 0.5 ve 0.75 mm/dk aralığında olması daha fazla adeziv başarısızlığa yol açar bu nedenle makaslama bağlanma dayanımı deneylerinde tercih edilen değer aralığı olmalıdır (245). Çalışmada kullanılan 0.5 mm/dk başlık hızı ISO standartlarına uygundur.

## **5.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulgularının Değerlendirilmesi**

1- Sağlam ve eroze dentin dokuları arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında sadece L.U bloğun R.U simanı ile birlikte kullanıldığı gruplar arasında anlamlı farklılık olduğu bulunmuştur, sağlam dentin eroze dentinden anlamlı olarak daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri göstermiştir (p=0.001). Diğer gruplarda da genellikle sağlam dentin eroze dentinden daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Erozyon dentin yüzeyinde demineralizasyona, dentin tıkaçlarının ortadan kalkmasına, tübül çaplarının artmasına ve kollojenlerin açığa çıkmasına yol açar (21). Eroze



dentinde peritübüler ve intertübüler minerallerin çözünmesi, kalınlığı asit etkisine bağlı olan organik matriksin açığa çıkmasına neden olur. Çalışmalar organik matriksin erozyon ilerlemesini yavaşlatabildiğini, yani bir dereceye kadar eroziv ataklara karşı koruyucu etkiye sahip olduğunu göstermiştir (246). Kalınlaşmış yüzeysel organik tabakanın varlığı, adeziv penetrasyonunun bozulmasına yol açar, bu sebeple eroze dentinde daha düşük bağlanma dayanımı gözlenir. İlginç bir şekilde, organik matriks, diş fırçası abrazyonuna karşı özellikle dirençlidir (18). 4 N'a kadar olan kuvvetlerle diş fırçalama, organik matrisi ortadan kaldıramaz (218), kollajen ağ, kuvvetin yoğunluğu arttıkça sıkışmaya maruz kalır. Sıkışma sonucu, kollajen fibriller arasındaki boşluklar azalır, böylece adeziv penetrasyonu için fiziksel bariyer görevi görebilen organik matriksin yoğunluğu artar. Zamanla, adeziv ulaşamadığı kollojen fibriller hibrit tabakada su kaybına duyarlı alanların oluşmasına neden olur bu durumda homojen olmayan stres dağılımı ve arayüz defektlerinin gelişimi görülür (22).

Matriks metalloproteinazlar (MMPs) dentin ve tükürükte bulunan çinko ve kalsiyum bağımlı endopeptidaz ailesindedir doğal ve yapısı değişmiş formlarda kollajen de dahil olmak üzere hücre dışı matriks bileşenlerini parçalayabilir (23). Dentin demineralize olduğunda bu enzimler açığa çıkar ve aktive edilir. Dentin erozyonu, organik matriksi bakteri ve MMPs gibi konak kaynaklı enzimler tarafından parçalanmaya maruz bırakan mineral çözünmesi ile karakterize karmaşık bir süreçtir (24). MMPs tarafından organik matriksin enzimatik olarak çözünmesi demineralizasyonu daha da artırır ve demineralize organik matriks, asit temasından sonra iyon difüzyonunu engeller, sonuç olarak eroze dentinde bağlanma dayanımının azalması beklenir (21).

Konuyla ilgili eroze dentin dokusunda bağlanma dayanımının incelendiği çalışmalar arasında görüş birliği bulunmamaktadır. Sağlam dişler ve eroze dişlerin bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında bazı çalışmalarda sağlam dişlerin bağlanma dayanımı değerleri eroze dişlerin bağlanma dayanımı değerlerinden anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (21, 247, 248). Bazı çalışmalarda ise sağlam ve eroze dişlerin bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (249, 250).

Cruz ve ark. erozyon prosedürünü Sprite Light ile gerçekleştirdikten sonra dentin dokularının bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlar ve tüm gruplarda erozyon prosedürü sonrası bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğunu bulmuşlardır (21).

Cruz ve ark. eroze dişlerin mikromakaslama bağlanma dayanımı değerlerini sağlam dişlerle karşılaştırmışlar ve gruplar arasında bağlanma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Çalışma incelendiğinde erozyon prosedürünün Cola kullanılarak gerçekleştirildiği, abrazyon prosedürünün ise uygulanmadığı görülmektedir. (250).

Frattes ve ark. % 0.3'lük sitrik asitle gerçekleştirdikleri erozyon prosedürü sonrası erozyona uğratılan tüm dentin gruplarının mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinin sağlam dentin gruplarına göre daha yüksek olduğunu ancak arada istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadığını yaptıkları çalışmada rapor etmişlerdir. Neden olarak ise eroziv atak sonrası monomer penetrasyonunu zayıflatmak için yeterince kalın kollojen ağın bulunmamasını ve adeziv kollojen fiber ağ yapısı içerisinde yüksek difüzyon yeteneğini göstermişlerdir (249).

Bu çalışmada literatürdeki çalışmalardan farklı olarak erozyon prosedürü HCl kullanılarak gerçekleştirilmiş ardından klinik koşulları taklit etmek için abrazyon protokolü uygulanmıştır ve eroze dentin gruplarında bağlanma dayanımı değerlerinin azaldığı bulunmuştur. Çalışma sonucu literatürdeki çalışmalarla uygunluk göstermektedir. Literatürdeki bazı çalışmalarda eroze dentinde bağlanma dayanımı değerlerinin azalmaması eroziv ortam farklılıkları (temas süresi, kullanılan asidin türü, pH'sı, konsantrasyonu) remineralizasyon solüsyonunda bekleme süresi, remineralizasyon solüsyonunun bileşimi ve kullanılan adeziv sistem farklılıklarından kaynaklanabilir (22).

Erozyon ve abrazyon prosedürünün birlikte gerçekleştirildiği çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda mekanik ve optik profilometrik ölçümler yapılmış, mine ve dentin dokularındaki mineral kayıpları incelenmiş ancak diş dokusuna olan bağlanma dayanımları incelenmemiştir (18, 190, 192, 218, 220). Bu tez çalışmasında yapıldığı gibi erozyon abrazyon prosedürü sonrası CAD/CAM blokların bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalara rastlanılmamıştır.

2- Bu çalışmada tüm CAD/CAM blokların S.D ve E.D dokularına olan makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin M.N simanı kullanıldığında R.U simanı kullanılan gruba göre daha yüksek olduğu bulundu. Aradaki fark tüm gruplar için istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Self-adeziv simanlar mine ve dentin dokularını demineralize edecek kadar asidik pH'a sahiptirler (163). Ancak bu konuda kritik husus şudur ki aşırı asidik pH hidrofilitiyi

artırır. Simanın hidrofilitesi ve düşük pH'sı da su emilimine neden olup mekanik stabiliteyi azaltır. Düşük pH azalmış mekanik özellikler, azalmış mekanik özellikler de azalmış bağlanma dayanımı ile ilişkilendirilir (164).

Konuyla ilgili self-adeziv ve self-etch rezin simanların bağlanma dayanımlarının incelendiği çalışmalar arasında görüş birliği bulunmamaktadır. Bazı çalışmalarda dentin dokusunda self-etch rezin simanların bağlanma dayanımı değerleri self-adeziv rezin simanlardan daha yüksek bulunmuştur (241, 251-253). Bazı çalışmalarda ise self-etch ve self-adeziv simanların dentin dokularına olan bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (162, 254). Bir çalışmada ise self-adeziv rezin simanın bağlanma dayanımının self-etch simandan daha yüksek olduğu bulunmuştur (255).

Escibano ve ark.'nın yaptıkları çalışma bu tez çalışması ile benzerlik göstermektedir. Çalışmada üçüncü molar dentin dokusuna IPS Empress II seramiği Multilink System ve RelyX Unicem ile simante edilip mikrotensile bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırılmıştır. Multilink System'in kullanıldığı grupların bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur (252).

Roy ve ark. ikinci molar dişlere IPS e.max'i Multilink N ve RelyX U100 ile simante ettikten sonra makaslama bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Multilink N simanın kullanıldığı grupta bağlanma dayanımı değerlerini istatistiksel olarak anlamlı sayılacak düzeyde yüksek bulmuşlardır. Neden olarak ise self-adeziv simanın başlangıçtaki düşük pH'sı, yüksek viskozitesi ve doğru oluşturulamayan hibrit tabaka gösterilmiştir (241).

Holderegger ve ark. üçüncü molar dentin yüzeylerine RelyX Unicem, RelyX ARC, Multilink N ve Panavia 21 simanlarını yapıştırıp yaşlandırma işlemi sonrası makaslama bağlanma dayanımı değerlerini inceledikleri çalışmalarında istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde en düşük bağlanma dayanımı değerinin RelyX Unicem simanında elde edildiğini rapor etmişlerdir. Neden olarak ise self-adeziv simandaki pöröz hibrit tabakaya su moleküllerinin penetre olmasıyla meydana gelen hidroliz gösterilmiştir (253).

Hikita ve ark. dentin dokularına kompozit rezin blok olan Paradigm'ı etch-and-rinse, self-etch (Variolink II) ve self adeziv (RelyX Unicem) simanlarla simante ettikten sonra mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında hem mine hem de dentin dokusunda simanların bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel açıdan farklılık rapor etmemişlerdir. Neden olarak self-etch rezin siman uygulanmasından önce

adezivin ışıkla sertleştirilmemiş olması ve CAD/CAM blok kalınlığının rezin simanın polimerize olması için gereken ideal miktardan çok fazla olması gösterilmiştir (254).

Sahar ve ark. mine ve dentin dokularında rezin simanların makaslama bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında RelyX Unicem simanı kullanılan grubun bağlanma dayanımı değerinin self-etch ve etch-and-rinse rezin siman kullanılan grupla karşılaştırılabilir olduğunu, arada istatistiksel olarak farklılık bulunmadığını rapor etmişlerdir. Neden olarak ise self-adeziv simanların doldurucu içeriği ve viskozitesi gösterilmiştir (256).

Ricardo ve ark. kron ve kök dentin dokularında rezin simanlarla yaptıkları bağlantı çalışmasında RelyX Unicem simanının bağlanma dayanımı değerlerinin Panavia F (self etch) simanının bağlanma dayanımı değerlerinden anlamlı olarak daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Neden olarak ise self-adeziv rezin yapısındaki fosforile metakrilat varlığının diş yüzey demineralizasyona ve dentin içerisine simanın penetrasyonuna izin vermesi, ayrıca self-etch rezin siman primerinin su emilimi kaynaklı siman dentin arayüz bağlanma dayanımını azaltması gösterilmiştir (255).

Bu çalışmadaki makaslama bağlanma dayanımı sonuçları incelendiğinde RelyX U200 Automix self-adeziv rezin simanın istatistiksel olarak anlamlı sayılacak şekilde daha başarısız olduğu bu verinin de literatürle uyumlu olduğu görülmektedir. Başarısız olma nedenleri yapısındaki asidik monomerlerin diş yüzeyini demineralize etme kapasitesinin düşük olması, dentinin yapısında bulunan minerallerin tamponlama etkisinin simanın pH'sını nötralize etmesi, simanın yüksek viskozitesinin fibriller arasına penetrasyonu engellemesi, smear tabakanın kaldırılmaması ya da eksik kaldırılması bu sebeple rezin arayüzünde bağlantının zayıf olması şeklinde sıralanabilir (166). Ayrıca rezin simanların kimyasal bileşim farklılıkları, polimerizasyon şekilleri, yüzeyi ıslatabilme özellikleri, doldurucu içerikleri, viskoziteleri ve mekanik özellikleri de bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerdendir (239).

3-Bu tez çalışmasında L.U blok V.E ve V.S bloklardan tüm gruplarda daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri gösterdi. Aradaki fark sadece S.D dokusunda M.N simanı ile birlikte kullanıldığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Tüm gruplarda V.S ve V.E blokları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.

Rezin ve seramik arasında uygun bağlanmayı sağlamak için porselen yüzeyinin hidroflorik asitle pürüzlendirilmesi yoluyla gerçekleştirilen kilitlenme, silan bağlayıcı ajan

uygulanması ile gerçekleştirilen kimyasal bağlanma gerekmektedir (257). Hidroflorik asit hidrojen floridin sulu çözeltisidir. Silikon dioksit ile reaksiyona girerek seramiğin camı fazının çözünmesini sağlar. Bu durum seramik yüzeyin pürüzlülüğünü artırır sonuç olarak seramik ve rezin siman arasında mikromekanik kenetlenme sağlanır (136). Çalışmada %5'lik konsantrasyonda bulunan HF üretici talimatları doğrultusunda hibrit seramik olan Vita Enamic yüzeyine 60 saniye zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik olan Vita Suprinity yüzeyine 20 saniye süre ile uygulanmıştır.

Silan bağlayıcı ajan silika-esaslı seramikler ve rezin-seramik materyaller ile rezin arasında kimyasal bağlanma sağlayan çift fonksiyonlu monomerdur. İnorganik grubu seramik yüzeyindeki OH grupları ile silikon dioksitin bağlanmasını sağlarken organik grubu metakrilat esaslı rezinlerin kimyasal bağlanmasını gerçekleştirir. Silan uygulama seramik yüzeyin ıslanabilirliğini ve rezinin seramik yüzeyine adezyonunu artırır (135, 136, 258). Çalışmada silan ajanı olarak Monobond N kullanılmış silanın tepkimeye girmesi için üretici talimatlarına uyularak 1 dakika beklenilmiştir.

Yüzey hazırlık protokolünde kullanılan diğer bir metod CoJet (3M ESPE) kumlama işlemidir. Bu sistemde CoJet uygulanan yüzey silika ile modifiye edilmiş alüminyum trioksit parçacıkları ile aşındırılır. Silika kaplı alümina parçacıkları, püskürtme basıncının bir sonucu olarak porselen yüzeyi üzerine sıkıca gömülür (259). Bu sayede kompozit ve seramik arasında mekanik retansiyonun yanı sıra fizikokimyasal bağlanma gerçekleşir (260). Kumlama işlemi ile materyalin yüzey enerjisi artar. Artmış yüzey enerjisi de adeziv ya da rezin simanın materyal yüzeyinde ıslanabilirliğini artırır (261). Lava Ultimate blokta üretici talimatı doğrultusunda CoJet ile yüzey hazırlık protokolü gerçekleştirildi. Ardından Single Bond Universal Adeziv uygulandı.

Çalışmada kullanılan Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Suprinity bloklar için yüzey hazırlık protokolleri araştırmacılar tarafından değerlendirilmiş farklı sonuçlar elde edilmiştir.

Lava Ultimate bloklarda kumlama işleminin ( $Al_2O_3$  ya da silika kaplı  $Al_2O_3$ ) etkili yüzey hazırlık protokolü olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (91, 262, 263). Ancak yapılan bir çalışmada kumlama basıncının yüksek tutulmasının blok yüzeyinde çatlaklar oluşturabileceği bildirilmiştir (264). Frakenberg ve ark. Lava Ultimate blok yüzeyine HF uygulamanın bağlanma dayanımını azalttığını rapor etmişken Elsaka ve ark. HF ile pürüzlendirme işlemi uygulanmasının umut verici olduğunu belirtmiştir (262). Blok

yüzeyine silan uygulamanın bağlanma dayanımını artırdığı çalışmalarla gösterilmişken (91, 264) Frakenberg ve ark. silan uygulamanın L.U bloğun bağlanma dayanımını artırmadığını yaptıkları çalışma ile rapor etmişlerdir (262).

Vita Enamic blok yüzeyine asit uygulanmasına rezin matriks direnç gösterirken seramik yapı kısmen uzaklaşır ve yüzeyinde mikropöröziteler gözlenir. Sonuç olarak seramik yüzeyi pürüzlü ve mikromekanik olarak retantif bir hal alır (261). Vita Enamic bloklar için hidroflik asit ile pürüzlendirme sonrası silan uygulamanın en uygun yüzey hazırlık protokolü olduğu yapılan araştırmalarla bildirilmiştir (262, 265). Lise ve ark. yaptıkları çalışmada kumlama ya da HF ile pürüzlendirme sonrası elde edilen mikroretantif yüzeye silan uygulayarak kimyasal adezyonu gerçekleştirmişlerdir (266). Elseka ve ark. yaptıkları çalışmada makaslama bağlanma dayanımı değerlerini Cojet > HF > kontrol > fosforik asit olarak göstererek kumlama işleminin Vita Enamic bloklarda mekanik yüzey hazırlık protokolü olarak kullanılabilceğini belirtmişlerdir (265).

Vita Suprinity yapısında büyük oranda cam matriks bulunur. Dolayısıyla hidroflik asitle pürüzlendirilmeye duyarlıdır. Zogheib ve arkadaşları lityum disilikat seramiklerde 60 saniye HF ile pürüzlendirme sonrası etkili mikroretansiyonun oluştuğunu rapor etmişlerdir (267). Menees ve ark. konsantrasyonu %5-9.5 arasında değişen HF ile 20 saniye pürüzlendirme sonrası camsı matriksin kaldırıldığını yaptıkları çalışmada bulmuşlardır (268). Yitriumla stabilize tetragonal zirkonya polikristallerde yüzeye kumlama işleminin yapılması tartışmalıdır. Bazı yazarlar kumlama işleminin materyalin mekanik gücünü düşürüp çatlak ilerlemesine neden olduğunu savunurken (269-271) diğerleri uzun dönemde materyalin mekanik davranışına kumlama işleminin zararlı etkisi olmadığını rapor etmişlerdir (272, 273). Sato ve ark. Vita Suprinity bloklar üzerinde yaptıkları çalışmada yüzey hazırlık protokolü olarak hidroflik asit uygulamayı Cojet kullanmaya tercih etmişlerdir (99).

Bu tez çalışmasına benzer şekilde Flurry ve arkadaşları Lava Ultimate ve Vita Enamic blokları beş farklı rezin simanla dentin dokularına yapıştırıp makaslama bağlanma dayanımı değerlerini inceledikleri çalışmalarında Vita Enamic bloğun bağlanma dayanımı değerinin Lava Ultimate'den istatistiksel olarak anlamlı sayılacak şekilde daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Neden olarak Vita Enamic bloğun yapısı ve yüzey hazırlık protokolünün etkinliği gösterilmiştir. Vita Enamic feldspatik esaslı seramik ağ materyalidir.

Kompozit rezinden ziyade feldspatik seramik gibi davranır. Bu sebeple yüzeyinin hidroflorik asitle pürüzlendirilip silan uygulanması bağlanma dayanımını artırır (274).

Bellan ve ark. Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Suprinity blokları dentin dokusuna farklı rezin simanlarla bağlayıp mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerini inceledikleri çalışmalarında Lava Ultimate ve Vita Enamic blokların Vita Suprinity'den istatistiksel olarak anlamlı sayılacak şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir. Bu sonuca neden olarak ise restoratif materyallerin elastisite modülleri gösterilmiştir. Vita Enamic (30.1 GPa) ve Lava Ultimate (12.8 GPa)'in elastisite modülü rezin simanların ve dentin dokusunun elastisite modülüne (16-20.3 GPa) benzerdir. Vita Suprinity'nin elastisite modülü (70.44 GPa) dentin dokusunun elastisite modülünden çok daha yüksektir (261). Araştırmacıların çalışma prensibinin bu tez çalışmasından farklılığı Lava Ultimate blok yüzeyinin simantasyon için hazırlanmasında 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumun kullanılmış olması olabilir.

Bu tez çalışmasında Lava Ultimate blok V.E ve V.S bloklarından daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Lava Ultimate ile elde edilen verilerin daha düşük olması yüzey topoğrafyası, CAD/CAM blok materyalinin yüzey enerjisi ve yapıştırıcı simanın yüzey gerilimine bağlanabilir (275). Lava Ultimate'in yüzey hazırlık protokolünde Cojet işleminin uygulanmış olması, üretici talimatında Cojet uygulama süresi ile ilgili net bir ifade olmaması, bu aşamada yapılan farklılığın L.U bloğun yüzey enerjisinde düşüşe neden olması, V.E ve V.S blokların cam matriksinin HF asitle pürüzlendirme işlemi için uygun olup pürüzlendirme işlemi sonrası silan uygulamanın etkili yüzey hazırlık protokolü olması L.U blok kullanıldığında V.E ve V.S bloklardan daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesini açıklayabilir. Ayrıca literatürde Lava Ultimate blok için yüzey hazırlık işlemlerinin başarısı konusunda fikir birliği bulunmamaktadır (91, 262, 264).

### **5.3. Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi**

Bu tez çalışmasında % 62.77 oranında mixed başarısızlık, % 22.22 oranında diş siman arayüzünde adeziv başarısızlık, %14.44 oranında rezin siman içerisinde koheziv başarısızlık gözlenmiştir. Sadece 1 örnekte siman blok arayüzünde adeziv başarısızlık gözlenirken hiçbir örnekte diş dokusunda koheziv başarısızlığa rastlanılmamıştır.

Adeziv başarısızlık düşük bağlanma dayanımını işaret ederken mixed başarısızlık artmış bağ gücü ile ilişkilidir (258). Bu çalışmada L.U, V.E ve V.S bloklarda R.U simanı

kullanıldığında eroze dentin dokusunda adeziv başarısızlığın artmış olması self-adeziv simanın daha zayıf bağlanma dayanımı göstermesiyle açıklanabilir.

Zohairy ve ark. yaptıkları çalışmada RelyX simanı kullanıldığında bağlanmayan örnek sayısının diğer simanlarla karşılaştırıldığında daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Neden olarak ise rezin simanın çözülme fenomeninin bağlanma yüzeyinde büzülme stresi oluşturması gösterilmiştir (276). De Munck ve ark. yaptıkları çalışmada RelyX Unicem'in dentin ile yüzeyel etkileşime girdiğini ve gerçek hibrit tabaka formasyonu oluşturmadığını rapor etmiştir. Gerçek hibrit tabakanın var olmaması da self-adeziv simanın dental dokulara adezyonunu düşürmüştür (162).

Bu tez çalışmasında %62.77 oranında mixed başarısızlık gözlenmiştir. Toledano ve ark. düşük bağlanma dayanımının yüksek adeziv başarısızlıkla ilişkili olduğunu rapor etmiştir (277). Mixed ve koheziv başarısızlık adeziv başarısızlıkla karşılaştırıldığında klinik açıdan daha kabul edilebilir bulunmuştur (277, 278).

Çalışmada sadece E.D M.N V.E grubunda bir örnekte siman-blok arayüzünde adeziv başarısızlık gözlenmiştir. Resin siman ve blok materyali arasında adeziv başarısızlığın bulunmaması resin siman ile Vita Enamic, Vita Suprinity ve Lava Ultimate arasındaki güvenilir bağlanmayı göstermektedir (274).

Bu çalışmanın sonuçlarına göre;

- 1- Eroze dentin dokusu sağlam dentin dokusu ile karşılaştırıldığında genellikle daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri gösterdi. Aradaki fark Lava Ultimate blok, RelyX U200 Automix simanı ile birlikte kullanıldığında anlamlı kabul edildi.
- 2- Multilink N, RelyX U200 Automix ile karşılaştırıldığında tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı sayılacak şekilde daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde edildi.
- 3- L.U blok tüm gruplarda V.E ve V.S bloklarından daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değeri gösterdi. Aradaki fark bloklar S.D'de M.N simanı ile birlikte kullanıldığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Tüm gruplar için V.E ve V.S blokları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.
- 4- Çalışmada 24 saat sonraki makaslama bağlanma dayanımı değerleri incelenmiştir. Çalışmanın limitasyonu yaşlandırma işleminin yapılmamış olmasıdır. Resin-dentin bağlantısının uzun dönemdeki başarısının değerlendirildiği klinik ve laboratuvar çalışmalara ihtiyaç vardır.



## 6. KAYNAKLAR

1. Zero DT (1996). Etiology of dental erosion-extrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 104(2): 162–77.
2. Schlueter N, Ganss C, Hardt M, Schegietz D, Klimek J (2007). Effect of pepsin on erosive tissue loss and the efficacy of fluoridation measures in dentine in vitro. *Acta Odontol Scand* 65(5): 298–305.
3. Wiegand A, Batista GR, Torres CRG, Sener B, Attin T (2016). Artificial saliva formulations versus human saliva pretreatment in dental erosion experiments. *Caries Res* 50(1): 78–86.
4. Shellis RP, Ganss C, Ren Y, Zero DT, Lussi A (2011). Methodology and models in erosion research: Discussion and conclusions. *Caries Res* 45: 69–77.
5. Imfeld T (2007). Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci* 104(2): 151–5.
6. Lussi A, Jaggi T, Scharer S (1993). The influence of different factors on in vitro enamel erosion. *Caries Res* 27(5): 387–93.
7. Scheutzel P (2007). Etiology of dental erosion-intrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 104(2): 178–90.
8. Petersen P. GC (1991). Oral conditions among German battery factory workers. *Community Dent Oral Epidemiol* 19(2): 104–6.
9. Hove L, Holme B, Øgaard B, Willumsen T, Tveit AB (2006). The protective effect of TiF<sub>4</sub>, SnF<sub>2</sub> and NaF on erosion of enamel by hydrochloric acid in vitro measured by white light interferometry. *Caries Res* 40(5): 440–3.
10. Young A, Tenuta LMA (2011). Initial erosion models. *Caries Res* 45: 33–42.
11. West NX, Hughes JA, Addy M (2008). The effect of pH on the erosion of dentine and enamel by dietary acids in vitro. *J Oral Rehabil* 28(9): 860–4.
12. Amaechi BT, Higham SM (2005). Dental erosion: Possible approaches to prevention and control. *J Dent* 33(3): 243–52.
13. Featherstone JDB, Lussi A (2006). Understanding the chemistry of dental erosion. *Monogr Oral Sci* 20: 66-76
14. Messias DCF, Turssi CP, Hara AT, Serra MC (2010). Sodium bicarbonate solution as an anti-erosive agent against simulated endogenous erosion. *Eur J Oral Sci* 118(4): 385–8.

15. Dynesen AW, Bardow A, Petersson B, Nielsen LR, Nauntofte B (2008). Salivary changes and dental erosion in bulimia nervosa. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 106(5): 696–707.
16. Almeida e Silva JS, Baratieri LN, Araujo E, Widmer N (2011). Dental erosion: Understanding this pervasive condition. *J Esthet Restor Dent* 23(4): 205–16.
17. Lussi A, Hellwig E (2001). Erosive potential of oral care products. *Caries Res* 35: 52–6.
18. Ganss C, Schlueter N, Hardt M, Von Hinckeldey J, Klimek J (2007). Effects of toothbrushing on eroded dentine. *Eur J Oral Sci* 115(5): 390–6.
19. Aykor A (2016). *Diş Aşınmalarına Restoratif ve Estetik Yaklaşım*. Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti, İstanbul; Sayfa: 31-33
20. Ganss C, Klimek J, Starck C (2004). Quantitative analysis of the impact of the organic matrix on the fluoride effect on erosion progression in human dentine using longitudinal microradiography. *Arch Oral Biol* 49(11): 931–5.
21. Cruz JB, Bonini G, Lenzi TL, Imperato JCP, Raggio DP (2015). Bonding stability of adhesive systems to eroded dentin. *Braz Oral Res* 29(1): 1–6.
22. Augusto M, Torres C, Pucci C, Schlueter N, Borges A (2018). Bond stability of a universal adhesive system to eroded/abraded dentin after deproteinization. *Oper Dent* 43(3): 291–300.
23. Carrilho MR, Tay FR, Donnelly AM, Agee KA, Tjäderhane L, Mazzoni A, et al (2009). Host-derived loss of dentin matrix stiffness associated with solubilization of collagen. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 90(1): 373–80.
24. Buzalaf MA, Kato MT, Hannas AR (2012). The role of matrix metalloproteinases in dental erosion. *Adv Dent Res* 24(2): 72–6.
25. Perdigão J (2010). Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26(2): 24–37.
26. Järvinen V, Rytömaa I, Meurman JH (1992). Location of dental erosion in a referred population. *Caries Res* 26(5): 391–6.
27. Jaeggi T, Grüniger LA (2006). Restorative therapy of erosion. *Dental Erosion*. Karger Publishers, 20: 200–14.
28. Magalhães AC, Wiegand A, Rios D, Honório HM, Buzalaf MAR (2009). Insights into preventive measures for dental erosion. *J Appl Oral Sci* 17(2): 75–86.

29. Vianna LMFF, Basting RT, França FMG, do Amaral FLB, Hara AT, Turssi CP (2012). Counteractive effect of antacid suspensions on intrinsic dental erosion. *Eur Oral Sci* 120(4): 349-52
30. Ingram GS (1990). Chemical events during tooth dissolution. *J Dent Res* 69: 581-586
31. Jaeggi T, Lussi A (1999). Toothbrush abrasion of erosively altered enamel after intraoral exposure to saliva: an in situ study. *Caries Res* 33(6): 455–61.
32. Attin T, Deifuss H, Hellwig E (1999). Influence of acidified fluoride gel on abrasion resistance of eroded enamel. *Caries Res* 33(2): 135–9.
33. Toumba KJ (2001). Slow-release devices for fluoride delivery to high-risk individuals. *Caries Res* 35: 10–3.
34. Imfeld T, Birkhed D LP (1995). Effect of urea in sugar-free chewing gums on pH recovery in human dental plaque evaluated with three different methods. *Caries Res* 29(3): 172–80.
35. Amaechi BT, Higham SM, Edgar WM (1999). Factors influencing the development of dental erosion in vitro: enamel type, temperature and exposure time. *J Oral Rehabil* 26(8): 624–30.
36. West NX, Hughes JA, Addy M (2010). Erosion of dentine and enamel in vitro by dietary acids: the effect of temperature, acid character, concentration and exposure time. *J Oral Rehabil* 27(9): 875–80.
37. Millard A, Shaw L, Harrington E, Smith AJ (1997). Continuous monitoring of saliva flow rate and pH at the surface of the dentition following consumption of acidic beverages. *Caries Res* 31(1): 44–9.
38. Vieira A, Ruben JL, Huysmans MC (2005). Effect of titanium tetrafluoride, amine fluoride and fluoride varnish on enamel erosion in vitro. *Caries Res* 39(5): 371–9.
39. Lambrechts P, Perdigão J, Gladys S, Meerbeek B, Braem M, Vanherle G (2007). Restorative therapy for erosive lesions. *Eur J Oral Sci* 104(2): 229–40.
40. Tay FR, Pashley DH (2004). Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 32(3): 173–96.
41. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204(9): 505–11.
42. Sakaguchi R, Powers J (2012) *Craig's Restorative Dental Materials*. 13<sup>th</sup> ed. Chapter: 13.

43. Liu PR, Essig ME (2005). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 26(7): 507–13.
44. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28(1): 44–56.
45. Ting-shu S, Jian S (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont* 24(4): 313–21.
46. Alghazzawi TF (2016). Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 60(2): 72–84.
47. Fasbinder DJ (2013). Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 26(3): 115–20.
48. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2014). Computer-aided design and fabrication of dental restorations. *J Am Dent Assoc* 137(9): 1289–96.
49. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG (2007). Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 35(12): 903–8.
50. Webber B, McDonald A, Knowles J (2003). An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 89(2): 154–60.
51. Fasbinder DJ (2014). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 137: 22S-31S.
52. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 92(6): 557–62.
53. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 96(2): 96–9.
54. Kupeyan HK, Shaffner M, Armstrong J (2006). Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report. *Clin Implant Dent Relat Res* 8(3):161–7.
55. Yadav S, Narayan AI, Choudhry A, Balakrishnan D (2017). CAD/CAM-assisted auricular prosthesis fabrication for a quick, precise, and more retentive outcome: A Clinical Report. *J Prosthodont* 26(7): 616–21.

56. van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al (2005). A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 7: S111-20.
57. Marchack CB (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* 97(6): 389–94.
58. Palin W, Burke FJ (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Updat* 32(10): 566–72.
59. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT (2016). Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 116(2): 249–56.
60. Miyazaki T, Hotta Y (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 56: 97–106.
61. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent* 42(9): 1202–9.
62. Kömürçüoğlu MB, Sağırkaya E, Tulga A (2017). Influence of different surface treatments on bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to resin cement. *J Adv Prosthodont* 9(6):439.
63. Giordano R (2014). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc* 137: 14S-21S.
64. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F, Gotsch T (1990). CAD-CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place. *J Am Dent Assoc* 120(5): 517–20.
65. Moörmann WH (2014). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 137: 7S-13S.
66. Renne W, Wolf B, Kessler R, McPherson K, Mennito AS (2015). Evaluation of the marginal fit of CAD/CAM crowns fabricated using two different chairside CAD/CAM systems on preparations of varying quality. *J Esthet Restor Dent* 27(4): 194–202.
67. Ritter AV, Boushell LW, Walter R (2019). Sturdevant’s ART and SCIENCE of OPERATIVE DENTISTRY. 7<sup>th</sup>ed. Chapter: 1, 5, 12.

68. E4D Technologies (2013). Available from: <https://e4d.com/edupdf/User+Manuel>
69. Dental Lab Freedom of Choice. Available from: <https://assets.dentsplysirona.com>
70. Cercon Smart Ceramics Clinical Manual. Available from:  
<https://www.caddent.de/fileadmin/pdf>
71. Kavvo Everest CAD/CAM System. Available from: [www.medicalsintl.com](http://www.medicalsintl.com).
72. Lava™ All-Ceramic System: Technical Product Profile (2002). Available from:  
[http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava\\_Ult\\_TPP.pdf](http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf)
73. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. *Acta Odontol Scand* 1993;51(1):59–64.
74. Procera-high precision dental lab.
75. The Zeno ® Tec System. Available from:  
[http://www.cirkon.hu/uploads/1/8/1/2/18124119/zeno\\_e\\_1107.pdf](http://www.cirkon.hu/uploads/1/8/1/2/18124119/zeno_e_1107.pdf)
76. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res* 58(4): 208–16.
77. Vitablocks ® Mark II for CEREC ® (2012). Available from: [www.vident.com](http://www.vident.com)
78. Giordano R (2014). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc* 137: 14S-21S.
79. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75(1): 18–32.
80. IPS e.max CAD Scientific Documentation (2011).
81. Vita All-ceramics VITA In-Ceram for Cerec/Cerec inLab. Available from:  
[http://www.cerec.co.il/downloads/vita\\_in\\_ceram.pdf](http://www.cerec.co.il/downloads/vita_in_ceram.pdf)
82. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 20(5): 449–56.
83. VITA All-Ceramics VITA In-Ceram for CEREC®/CEREC® inLab® (2012). Available from: [http://www.cerec.co.il/downloads/vita\\_in\\_ceram.pdf](http://www.cerec.co.il/downloads/vita_in_ceram.pdf)
84. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 24(3): 299–307.
85. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent* 119(3): 384–9.

86. Awada A, Nathanson D (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 114(4): 587–93.
87. Ruse ND, Sadoun MJ (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 93(12): 1232–4.
88. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 33(1): 84–98.
89. Arpa C, Ceballos L, Fuentes MV, Perdigão J (2019). Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin. *J Prosthet Dent* 121(3): 523–30.
90. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF (2015). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 55: 1–11.
91. Stawarczyk B, Krawczuk A, Ilie N (2015). Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Investig* 19(2): 299–308.
92. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative: Technical Product Profile (2011). Available from: [http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava\\_Ult\\_TPP.pdf](http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf)
93. He LH, Swain M (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 27(6): 527–34.
94. Coldea A, Swain M V, Thiel N (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 29(4): 419–26.
95. Bona A Della, Corazza PH, Zhang Y, Fundo P (2015). Characterization of a polymer infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 30(5): 564–9.
96. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent* 113(6): 534–40.
97. VITA ENAMIC Product Information (2015). Available from: [http://vikadent.lt/download/vita/VITA\\_1780E\\_ENAMIC\\_PS\\_EN\\_V02.pdf](http://vikadent.lt/download/vita/VITA_1780E_ENAMIC_PS_EN_V02.pdf)
98. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32(7):908–14.

99. Sato T, Anami L, Melo R, Valandro L, Bottino M (2015). Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Oper Dent* 41(3): 284–92.
100. Choi S, Yoon HI, Park EJ (2017). Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *J Adv Prosthodont* 9(6): 423-431.
101. Vita supriminity ® product information (2013). Available from:  
[http://vikadent.lt/download/vita/VITA\\_1971E\\_SUPRINITY\\_PS\\_EN\\_V02.pdf](http://vikadent.lt/download/vita/VITA_1971E_SUPRINITY_PS_EN_V02.pdf)
102. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 33(5): 705–10.
103. 3MParadigm. MZ100 Block Technical Product Profile (2000). Available from:  
<http://multimedia.3m.com/mws/media/775960/3m-paradigm-mz100-block-for-cerec-technical-product-profile.pdf>
104. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M (2019). Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig* 23(2): 725–37.
105. BRILLIANT Crios Product Guideline. Available from:  
<https://www.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro60021815-02-19-brilliant-crios-product-guideline-en-a4senaindv1.pdf>
106. Telio®CAD A16. Available from:  
<file:///C:/Users/TempState/Downloads/Telio+CAD+Abutment+Solutions.pdf>
107. VITA CAD-Temp Working Instructions. Available from:  
<https://erp.somuden.es/instrucciones/804-6.pdf>
108. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont* 9(6): 486-495.
109. inCoris CC Sintering metal blocks for inLab (2016).
110. Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM (2009). Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up. *J Prosthet Dent* 102(5): 290–7.
111. Hill EE (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am* 51(3): 643–58.
112. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K (2002). Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 72(6): 558–64.



113. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ (1998). Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 80(3): 280–301.
114. de la Macorra JC, Pradíes G (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig* 6(4): 198–204.
115. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 81(2): 135–41.
116. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB (2014). Practical clinical considerations of luting cements: a review. *J Int Oral Health* 6(1): 116–20.
117. Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R (1998). Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 80(4): 417–22.
118. Markowitz K, Moynihan M, Liu M, Kim S (1992). Biologic properties of eugenol and zinc oxide-eugenol. A clinically oriented review. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol* 73(6): 729–37.
119. Millstein PL, Nathanson D (1992). Effects of temporary cementation on permanent cement retention to composite resin cores. *J Prosthet Dent* 67(6): 856–9.
120. Shane N. White, Yu Z (1992). Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 67(6): 782–5.
121. Strutz JM, White SN, Yu Z, Kaned CL (1994). Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. *J Prosthet Dent* 72(2): 128–32.
122. Swartz ML, Phillips RW, Clark HE (1984). Long-term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res* 63(2): 158–60.
123. Mojon P, Kaltio R, Feduik D, Hawbolt EB, MacEntee MI (1996). Short-term contamination of luting cements by water and saliva. *Dent Mater* 12(2): 83–7.
124. White SN, Yu Z (1993). Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 69(6): 568–72.
125. Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF (1997). The effects of maturity and dehydration shrinkage on resin-modified glass-ionomer restorations. *J Dent Res* 76(8): 1495–501.
126. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G (1998). Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *J Dent Res* 77(12): 2012–9.

127. Geurtsen W, Leyhausen G, Garcia-Godoy F (1999). Effect of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four polyacid-modified composite resins (“compomers”). *Dent Mater* 15(3): 196–201.
128. Hsu CYS, Donly KJ, Drake DR (1995). Effect of aged fluoride-containing restorative materials on artificial recurrent caries. *J Dent Res* 77(2): 418-425
129. Milla BJ, Abiden F, Nicholson JW (1998). In vitro caries inhibition by polyacid-modified composite resins(‘compomers’). *J Dent* 26(2): 133–6.
130. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H (2005). Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent* 94(3): 234–41.
131. McCabbe J, Walls A (2008). *Applied Dental Materials*. 9th Ed. Wiley Blackwell 195–196 p.
132. Çelebi N, Nalbant D (2002). Diş hekimliğinde simanların genel olarak değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg* 3(1): 51–5.
133. Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Piotrowskp TJ (1991). Tensile fatigue limits of prosthodontic adhesives. *J Dent Res* 70(3): 208–10.
134. Li ZC, White SN (1999). Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 81(5): 597–609.
135. Blatz MB, Dent M, Sadan A (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 89(3): 268–74.
136. Tian T, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Burrow MF (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater* 30(7): 147-62
137. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci* 23(4): 358–68.
138. Ferracane JL, Moser JB, Greener EH (1985). Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins. *J Prosthet Dent* 54(4): 483–7.
139. Nomoto R (2011). Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J* 16(1): 60-73.
140. Kilinc E, Antonson S, Hardigan P, Kesercioglu A (2011). The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 36(6): 661–9.

141. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 85(5): 479–84.
142. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 25(9): 1104–8.
143. Tagami A, Takahashi R, Nikaido T, Tagami J (2017). The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. *J Prosthodont Res* 61(4): 412–8.
144. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent* 39: e30–6.
145. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D (2010). Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent* 22(6): 412–9.
146. Peumans M, Kanumilli P, Munck De J, Landuyt Van K, Lambrechts P, Meerbeek Van B (2010). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *J Esthet Restor Dent* 22(1): 73–4.
147. Turp V, Sen D, Tuncelli B, Özcan M (2013). Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch-and-rinse technique. *J Adv Prosthodont* 5(3): 226.
148. Perdigão J, Vanherle G, Tomé ÂR, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Lopes AB (2003). Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater* 12(4): 262–71.
149. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71(8): 1530–40.
150. Holgado-Terriza JA, Rosales-Leal JI, Cabrerizo-Vílchez MA, Osorio R, Toledano M (2002). Dentin wetting by four adhesive systems. *Dent Mater* 17(6): 526–32.
151. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M (2008). Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 10(5): 339–44.
152. Brigagão VC, Barreto LFD, Gonçalves KAS, Amaral M, Vitti RP, Neves ACC, et al (2017). Effect of interim cement application on bond strength between resin cements and dentin: Immediate and delayed dentin sealing. *J Prosthet Dent* 117(6): 792–8.

153. Christensen GJ (2002). Solving the frustrations of crown cementation. *J Am Dent Assoc* 133(8): 1121–2.
154. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH (2004). Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent* 32(1): 55–65.
155. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G (1999). Effect of dentin primers on the morphology , molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ 15 (5):310–7.
156. Giannini M, Makishi P, Paula A, Ayres A, Moreira P (2015). Self - etch adhesive systems: a literature review 26(1): 3–10.
157. Cekic I (2007). Ceramic-dentin bonding : effect of adhesive systems. *J Adhes Dent* 9(1): 17–23.
158. Salz U, Salzer T (2005). Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent* 7(1): 7-17.
159. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 30(7–8): 371–82.
160. Türk AG, Ulusoy M, Önal B (2014). İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *EÜ Dişhek Fak Derg* 35\_2:1–8.
161. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 10(4): 251–8.
162. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2004). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 20(10): 963–71.
163. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 27(1): 17–28.
164. Artioli L (2014). Evaluation of pH , ultimate tensile strength , and micro-shear bond strength of two self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res.* 28(1): 1–7.
165. Weiser F, Behr M (2015). Self-adhesive resin cements: a clinical review. *J Prosthodont* 24(2): 100–8.
166. Mushashe AM, Gonzaga CC, da Cunha LF, Furuse AY, Moro A, Correr GM (2016). Effect of enamel and dentin surface treatment on the self-adhesive resin cement bond strength. *Braz Dent J* 27(5): 537–42.

167. Dayangaç B (2011). Kompozit Restorasyonlar. İkinci baskı. Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti, İstanbul; Sayfa 26-27
168. Garberoglio R, Brannstrom M (1976). Scanning electron of human microscopic investigation. Arch Oral Biol 21: 355–62.
169. Suzuki T, Finger WJ (1988). Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. Dent Mater 4(6): 379–83.
170. Torney DL (1978). The retentive ability of acid-etched dentin. J Prosthet Dent 39(2): 169–72.
171. Nakabayashi N, Kojima K, Matsuhara E (1982). Promotion of adhesion by infiltration monomers into tooth substrates. J Biomed Mat Res 16: 265–73.
172. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength ( $\mu$ TBS) approach. Dent Mater 33(2): 133–43.
173. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater 26(2): 100–21.
174. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent 91(4): 349–55.
175. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? J Dent Res 76(6): 1298–307.
176. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. J Conserv Dent 17(4): 305–11.
177. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. Dent Mater 26(2): 38–49.
178. Jainae A, Palamara JEA, Messer HH (2007). Push-out bond strengths of the dentine-sealer interface with and without a main cone. Int Endod J 40(11): 882–90.
179. Ungor M, Onay EO, Orucoglu H (2006). Push-out bond strengths: The Epiphany-Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha. Int Endod J 39(8): 643–7.

180. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls : comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 112(4): 353–61.
181. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater* 26(2): 50–62.
182. Placido E, Meira JBC, Lima RG, Muench A, Souza RM de, Ballester RY (2007). Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater* 23(9): 1086–92.
183. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 14(3): 212–21.
184. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P (2014). Validity of bond strength tests: a critical review-Part II. *J Conserv Dent* 17(5): 420–6.
185. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PCF, Soares P V, Qian F, et al (2008). Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater* 24(10): 1405–11.
186. Koodaryan R, Hafezeqoran A, Poursoltan S (2016). Effect of dentin surface roughness on the shear bond strength of resin bonded restorations. *J Adv Prosthodont* 8(3):224-8.
187. Wiegand A, Attin T (2011). Design of erosion/abrasion studies - insights and rational concepts. *Caries Res* 45: 53–59.
188. Austin R, Refsholt Stenhagen K, Hystad Hove L, Bjorg Tveit A, Moazzez R, Bartlett D (2014). The effect of single-application fluoride treatment on simulated gastric erosion and erosion-abrasion of enamel in vitro. *Int J Prosthodont* 27(5): 425–6.
189. Aykut-Yetkiner A, Wiegand A, Attin T (2014). The effect of saliva substitutes on enamel erosion in vitro. *J Dent* 42(6): 720–5.
190. Wiegand A, Wegehaupt F, Werner C, Attin T (2006). Susceptibility of acid-softened enamel to mechanical wear - ultrasonication versus toothbrushing abrasion. *Caries Res* 41(1): 56–60.

191. Shellis RP, Ganss C, Ren Y, Zero DT, Lussi A (2011). Methodology and models in erosion research: discussion and conclusions. *Caries Res* 45: 69–77.
192. Schlueter N, Glatzki J, Klimek J, Ganss C (2012). Erosive-abrasive tissue loss in dentine under simulated bulimic conditions. *Arch Oral Biol* 57(9): 1176–82.
193. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al (2002). Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 18(5): 359–69.
194. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: an in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 137 (4): 514–22.
195. Oesterle LJ, Shellhart C, Belanger GK (1998). The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 114(5): 514–9.
196. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T (1983). Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 62(10): 1076–81.
197. Dudek M, Roubickova A, Comba L, Housova D, Bradna P (2012). Effect of postoperative peroxide bleaching on the stability of composite to enamel and dentin bonds. *Oper Dent*. 38(4):394–407.
198. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H (2010). Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 104(2): 92–7.
199. Tonami K, Takahashi H, Nishimura F (1996). Effect of frozen storage and boiling on tensile strength of bovine dentin. *Dent Mater J* 15(2): 205–11.
200. Tosun G, Sener Y, Sengun A (2009). Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dent Mater J* 26(1): 116–21.
201. Staat RH, Ph D, Scheetz JP, Ph D (2001). Disinfection/sterilization of extracted teeth for dental student use. *J Dent Educ* 65(11): 1278–80.
202. Goodis H, Marshall G, White J, Gee L, Hornberger B, Marshall S (1993). Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 9(2): 79–84.
203. Rueggeberg FA (2003). Substrate for adhesion testing to tooth structure— review of the literature. *Dent Mater* 7(1): 2–10.
204. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC (2007). Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater* 23(2): 211–7.

205. Jarvinen VK, Rytomaa II, Heinonen OP (1991). Risk factors in dental erosion. *J Dent Res* 70(6): 942–7.
206. Milosevic A, Brodie DA, Slade PD (1997). Dental erosion, oral hygiene, and nutrition in eating disorders. *Int J Eat Disord* 21(2): 195–9.
207. Attin T, Buchalla W, Gollner M, Hellwig E (2000). Use of variable remineralization periods to improve the abrasion resistance of previously eroded enamel. *Caries Res* 34(1): 48–52.
208. Attin T, Knöfel S, Buchalla W, Tütüncü R (2001). In situ evaluation of different remineralization periods to decrease brushing abrasion of demineralized enamel. *Caries Res* 35(3): 216–22.
209. Attin T, Siegel S, Buchalla W, Lennon ÁM, Hannig C, Becker K (2004). Brushing abrasion of softened and remineralised dentin: an in situ study. *Caries Res* 38(1): 62–6.
210. Rios D, Honório HM, Magalhães AC, Delbem AC, Machado MA, Silva SM, Buzalaf MA (2006). Effect of salivary stimulation on erosion of human and bovine enamel subjected or not to subsequent abrasion: an in situ/ex vivo study. *Caries Res* 40(3): 218–23.
211. Attin T, Buchalla W, Putz B (2001). In vitro evaluation of different remineralization periods in improving the resistance of previously eroded bovine dentine against tooth-brushing abrasion. *Arch Oral Biol* 46(9): 871–4.
212. Hara AT, Turssi CP, Teixeira EC, Serra MC, Cury JA (2003). Abrasive wear on eroded root dentine after different periods of exposure to saliva in situ. *Eur J Oral Sci* 111(5): 423–7.
213. Sales-Peres SH, Pessan JP, Buzalaf MA (2007). Effect of an iron mouthrinse on enamel and dentine erosion subjected or not to abrasion: an in situ/ex vivo study. *Arch Oral Biol* 52(2): 128–32.
214. Kato MT, Magalhães AC, Rios D, Hannas AR, Attin T, Buzalaf MAR (2009). Protective effect of green tea on dentin erosion and abrasion. *J Appl Oral Sci* 17(6): 560–4.
215. Kelly MP, Smith BG (1988). The effect of remineralizing solutions on tooth wear in vitro. *J Dent* 16(3): 147–9.



216. Hara AT, González-Cabezas C, Creeth J, Zero DT (2008). The effect of human saliva substitutes in an erosion-abrasion cycling model. *Eur J Oral Sci* 116(6): 552–6.
217. Fujikawa H, Matsuyama K, Uchiyama A, Nakashima S, Ujiie T (2008). Influence of salivary macromolecules and fluoride on enamel lesion remineralization in vitro. *Caries Res* 42(1): 37–45.
218. Ganss C, Hardt M, Blazek D, Klimek J, Schlueter N (2009). Effects of toothbrushing force on the mineral content and demineralized organic matrix of eroded dentine. *Eur J Oral Sci* 117(3): 255–60.
219. Wiegand A, Schwerzmann M, Sener B, Carolina Magalhães A, Roos M, Ziebolz D, et al (2008). Impact of toothpaste slurry abrasivity and toothbrush filament stiffness on abrasion of eroded enamel - an in vitro study. *Acta Odontol Scand* 66(4): 231–5.
220. Wiegand A, Kuhn M, Sener B, Roos M, Attin T (2009). Abrasion of eroded dentin caused by toothpaste slurries of different abrasivity and toothbrushes of different filament diameter. *J Dent* 37(6): 480–4.
221. Wiegand A, Köwing L, Attin T (2007). Impact of brushing force on abrasion of acid-softened and sound enamel. *Arch Oral Biol* 52(11): 1043–7.
222. Hara AT, González-Cabezas C, Creeth J, Parmar M, Eckert GJ, Zero DT (2009). Interplay between fluoride and abrasivity of dentifrices on dental erosion-abrasion. *J Dent* 37(10): 781–5.
223. Harte DB, Manly RS (1975). Effect of toothbrush variables on wear of dentin produced by four abrasives. *J Dent Res* 54(5):993–8.
224. Imfeld T (2007). Prevention of progression of dental erosion by professional and individual prophylactic measures. *Eur J Oral Sci* 104(2): 215–20.
225. Hooper S, West NX, Pickles MJ, Joiner A, Newcombe RG, Addy M (2003). Investigation of erosion and abrasion on enamel and dentine: a model in situ using toothpastes of different abrasivity. *J Clin Periodontol* 30(9): 802–8.
226. Lagerweij MD, Buchalla W, Kohnke S, Becker K, Lennon ÁM, Attin T (2006). Prevention of erosion and abrasion by a high fluoride concentration gel applied at high frequencies. *Caries Res* 40(2): 148–53.
227. Magalhães AC, Rios D, Delbem AC, Buzalaf MA, Machado MA (2006). Influence of fluoride dentifrice on brushing abrasion of eroded human enamel: an in situ/ex vivo study. *Caries Res* 41(1): 77–9.

228. Magalhães AC, Rios D, Moino AL, Wiegand A, Attin T, Buzalaf MAR (2008). Effect of different concentrations of fluoride in dentifrices on dentin erosion subjected or not to abrasion in situ/ex vivo. *Caries Res* 42(2): 112–6.
229. Ganss C, Klimek J, Brune V, Schürmann A (2004). Effects of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentine in situ. *Caries Res* 38(6): 561–6.
230. Hara AT, Kelly SA, González-Cabezas C, Eckert GJ, Barlow AP, Mason SC, Zero DT (2009). Influence of fluoride availability of dentifrices on eroded enamel remineralization in situ. *Caries Res* 43(1): 57–63.
231. Macgregor ID, Rugg-Gunn AJ (1985). Toothbrushing duration in 60 uninstructed young adults. *Community Dent Oral Epidemiol* 13(3): 121–2.
232. Macgregor ID, Rugg-Gunn AJ (1979). Survey of toothbrushing duration in 85 uninstructed English schoolchildren. *Community Dent Oral Epidemiol* 7(5): 297–8.
233. Ganss C, Schlueter N, Preiss S, Klimek J (2009). Tooth brushing habits in uninstructed adults - frequency, technique, duration and force. *Clin Oral Investig* 13(2): 203–8.
234. Parry J, Harrington E, Rees GD, McNab R, Smith AJ (2008). Control of brushing variables for the in vitro assessment of toothpaste abrasivity using a novel laboratory model. *J Dent* 36(2): 117–24.
235. Wiegand A, Begic M, Attin T (2005). In vitro evaluation of abrasion of eroded enamel by different manual, power and sonic toothbrushes. *Caries Res* 40(1): 60–5.
236. Wiegand A, Lemmrich F, Attin T (2006). Influence of rotating-oscillating, sonic and ultrasonic action of power toothbrushes on abrasion of sound and eroded dentine. *J Periodontal Res* 41(3): 221–7.
237. Gilbert S, Keul C, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B (2016). Bonding between CAD/CAM resin and resin composite cements dependent on bonding agents: three different in vitro test methods. *Clin Oral Investig* 20(2): 227–36.
238. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 26(6): 382–93.
239. Alp G, Subaşı MG, Johnston WM, Yilmaz B (2018). Effect of different resin cements and surface treatments on the shear bond strength of ceramic-glass polymer materials. *J Prosthet Dent* 120(3): 454–61.

240. RelyX U200 Self-Adhesive Resin Cement Technical Data Sheet (2011). Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/742338O/relyx-u200-technical-data-sheet-2-clicker-and-automix-syringe.pdf>
241. Roy AK, Mohan D, Sunith M, Mandokar RB, Suprasidh S, Rajan S (2017). Comparison of shear bond strengths of conventional resin cement and self-adhesive resin cement bonded to lithium disilicate: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 18(10): 881–6.
242. Giannini M, Makishi P, Paula A, Ayres A, Moreira P (2015). Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J* 26(1): 3–10.
243. Price RB, Hall GC (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int* (30): 122–34.
244. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 14(6): 394–8.
245. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 17(2): 165–9.
246. Hara AT, Ando M, Cury JA, Serra MC, González-Cabezas C, Zero DT (2005). Influence of the organic matrix on root dentine erosion by citric acid. *Caries Res* 39(2): 134–8.
247. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, de Freitas PM, Azambuja N, Esteves-Oliveira M, Gutknecht N, et al (2013). Effects of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation on the adhesion to eroded dentin. *Lasers Med Sci* 30(1): 17–26.
248. Zimmerli B, De Munck J, Lussi A, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2012). Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clin Oral Investig* 16(5): 1451–61.
249. Frattes FC (2017). Bond strength to eroded enamel and dentin using a universal adhesive system. *J Adhes Dent* 19(2): 121–8.
250. Cruz JB, Lenzi TL, Tedesco TK, Guglielmi Cde A, Raggio DP (2012). Eroded dentin does not jeopardize the bond strength of adhesive restorative materials. *Braz Oral Res* 26(4): 306–12.
251. Lührs A, Guhr S, Günay H, Geurtsen W (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig* 14(2): 193–9.

252. Escribano N, Macorra JC (2006). Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramics. *J Adhes Dent* 8(5):
253. Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schläpfer R, Hämmerle C, Fischer J (2008). Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater* 24(7): 944–50.
254. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 23(1): 71–80.
255. Walter R, Miguez PA, Pereira PNR (2005). Microtensile bond strength of luting materials to coronal and root dentin. *J Esthet Restor Dent* 17(3): 165–71.
256. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz GS (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 9(3): 161–7.
257. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K (1995). Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent* 73(5): 464–70.
258. Elsaka SE (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J* 34(2): 161–7.
259. Duzyol M, Sagsoz O, Polat Sagsoz N, Akgul N, Yildiz M (2016). The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. *J Prosthodont* 25(6): 466–71.
260. Özcan M (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent* 87(5): 469–72.
261. Bellan MC, Cunha PFJSD, Tavares JG, Spohr AM, Mota EG (2017). Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies. *Braz Oral Res* 31: 1–11.
262. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, Roggendorf M (2015). Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 18(1): 9–20.
263. Kassotakis EM, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejcie I (2015). Evaluation of the effect of different surface treatments on luting CAD/CAM composite resin overlay workpieces. *J Adhes Dent* 17(6): 521–8.

264. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, Van Meerbeek B (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dent Mater* 33(3):e124–35.
265. Mine A, Kabetani T, Kawaguchi-Uemura A, Higashi M, Tajiri Y, Hagino R, et al (2019). Effectiveness of current adhesive systems when bonding to CAD/CAM indirect resin materials: a review of 32 publications. *Jpn Dent Sci Rev.*;55(1):41–50.
266. Lise DP, Perdigao J, Van Ende A, Zidan O, Lopez GC (2015). Microshear bond strength of resin cements to lithium disilicate substrates as a function of surface preparation. *Oper Dent* 40(5): 524–32.
267. Zogheib LV, Della Bona A, Kimpara ET, McCabe JF (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J* 22(1): 45–50.
268. Menees TS, Lawson NC, Beck PR, Burgess JO (2014). Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *J Prosthet Dent* 112(5): 1164–70.
269. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M (2008). Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater* 87(2):492–8.
270. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G (2004). Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc* 82(11): 3129–38.
271. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2004;71(2):381–6.
272. Ban S (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev* 44(1): 3–21.
273. Cattani Lorente M, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amez-Droz M, Wiskott HWA (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dent Mater* 26(11): 1035–42.
274. Flury S, Schmidt SZ, Peutzfeldt A, Lussi A (2016). Dentin bond strength of two resin-ceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and five cements after six months storage. *Dent Mater J* 35(5): 728–35.

275. Peumans M, De Munck J, Van Meerbeek B, Valjakova EB, Mishevskaja CB (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent* 18(4): 289–302.
276. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ (2003). Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 19(7): 575–83.
277. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, et al (2007). Durability of resin-dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater* 23(7): 885–92.
278. Pollington S, Fabianelli A, Van Noort R (2010). Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorocanite glass-ceramic following different surface treatments. *Dent Mater* 26(9): 864–72.



## EK 1. Etik Kurul Onay Belgesi



T.C.  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ  
KTÜ TIP FAKÜLTESİ  
BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL  
BAŞKANLIĞI


Sayı : 24237859- 288  
Konu: Etik Kurul onay belgesi

07/05/2018

Sayın; Y.Doç. Dr. Tuğba SERİN KALAY  
Restoratif Diş Tedavisi ABD.

“CAD/CAM Blokların Eroze Dental Dokulara Olan Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesi” başlıklı etik kurul 2018/71 protokol numaralı tez çalışma önerisi raportör ve etik kurul görüşleri doğrultusunda; tıbbi etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilginizi ve gereğini rica ederim.

  
Prof.Dr.Faruk AYDIN  
Etik kurul Başkanı

Ek: 1 adet onay belgesi



## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**Soyadı, Adı** : Pınar NAİBOĞLU  
**Uyruğu** : Türkiye Cumhuriyeti  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 17.01.1987 Pazar  
**Telefon (İş)** : 0462 377 47 31  
**E-Posta** : pinar.naiboglu@hotmail.com  
**Yazışma Adresi (İş)** : pinarnaiboglu@ktu.edu.tr

### EĞİTİM BİLGİLERİ

<b>Derece</b>	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora/Uzmanlık</b>	K.T.Ü Diş Hekimliği Fakültesi	
<b>Lisans</b>	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
<b>Lise</b>	Pazar 75.Yıl İ.M.K.B Anadolu Lisesi	2005

### AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (Yıl -Yıl)</b>
1. Diş Hekimi	İshakoğlu Çayeli Devlet Hastanesi	2013-2014
2. Diş Hekimi	Kaçkar Devlet Hastanesi	2014-2015

### YABANCI DİL

İngilizce

### UZMANLIK ALANI

Restoratif Diş Tedavisi