



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEK SEANS CAD-CAM BLOKLARIN FARKLI
SİMAN SİSTEMLERİ VE YAŞLANDIRMA
İŞLEMİ SONRASINDA DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMININ İN VİTRO
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

SEDA ÜSTÜN

UZMANLIK TEZİ

DOÇ.DR. ELİF AYDOĞAN AYAZ

TRABZON-2019



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEK SEANS CAD-CAM BLOKLARIN FARKLI
SİMAN SİSTEMLERİ VE YAŞLANDIRMA
İŞLEMİ SONRASINDA DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMININ İN VİTRO
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

SEDA ÜSTÜN

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

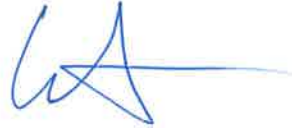
DOÇ.DR. ELİF AYDOĞAN AYAZ

TRABZON-2019

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Tez Sonuç Bildirme Formu

Adı Soyadı	Seda ÜSTÜN
Anabilim/Bilim Dalı	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Tez Başlığı	Tek seans CAD-CAM Bloklarının Farklı Sima Sistemleri ve İşlendirme İşlemi Sonrasında Dentin Rejenerasyonu in vitro olarak değerlendirilmesi
Danışman	Doç.Dr. Elif Aydoğan Ayar
Sınav Yeri ve Tarihi	19.04.2019 / Dekanlık Toplantı Salonu

Yukarıda adı geçen uzmanlık öğrencisi tez savunma sınavında başarılı / ~~başarısız~~ bulunmuş ve uzmanlık bitirme sınavına girmeye hak kazanmıştır / ~~kazanmamıştır~~.



(Jüri Başkanı)

Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAR

(Üye)



Doç. Dr. Sedatur TÜRKÜT



Dr. Öğr. Üyesi Erhan GÜLÇELİK

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak 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 kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

31.03.2019

Seda ÜSTÜN

İthaf

Uzmanlık tezimi, bu günlere gelmemde büyük emekleri olan, varlıkları ve sevgileriyle bana güç veren, haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim canım annem Yasemin ÜSTÜN, canım babam Adil ÜSTÜN' e ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez dönemim boyunca bilgisini ve desteğini hiç eksik etmeyen, mesleki ve akademik tecrübeleri ile bana yol gösterip, benim için hem bir hoca hem de iyi bir arkadaş olan, emeklerini kelimelerle kısıtlamak istemediğim tez danışmanım, kıymetli hocam Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYZ' a,

Uzmanlık eğitimim süresinde bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli hocalarım Doç. Dr. Sedanur TURGUT, Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ ve Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŐ' a,

Varlıkları bana güç veren, karşılıksız sevgilerini üzerimde hep hissettiğim, canım ailem; annem Yasemin ÜSTÜN, babam Adil ÜSTÜN, ablam Tuğba ÜSTÜN TOPAL' a,

Teőekkürlerimi sunarım...

Seda ÜSTÜN

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
KABUL VE ONAY	
BEYAN	I
İthaf	II
TEŞEKKÜR	III
TABLolar DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ	VIII
RESİMLER DİZİNİ	IX
KISALTMALAR VE SİMGELER	XII
1.ÖZET	1
2.SUMMARY	2
3.GİRİŞ VE AMAÇ	3
4.GENEL BİLGİLER	5
4.1.Dental Seramiklerin Tarihçesi	5
4.2.Dental Seramiklerin Avantajları	8
4.3.Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	8
4.4.CAD-CAM Sistemleri	10
4.4.1.CAD-CAM Sistemlerin Tarihçesi ve Gelişimi	10
4.4.2. CAD-CAM Sistemlere Genel Bakış	11
4.4.2.1. Veri Elde Etme/Tarama	11
4.4.2.2.Restorasyonun Tasarımı	14
4.4.2.3.Restorasyonun Üretimi	15
4.4.3.CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları	17
4.4.4.CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları	18
4.4.5.CAD-CAM Komponentleri	19
4.4.5.1.Tarayıcı	19
4.4.5.2.Dizayn Yazılımı (Software)	20

4.4.5.3.İşleme Cihazları, Donanım (Hardware)	21
4.4.6. CAD-CAM Üretim Konseptleri	22
4.4.6.1.Tek Seans (Chair-side Concept) Üretim	22
4.4.6.2.Laboratuvar (Lab-side Concept) Üretimi	23
4.4.6.3.Tek Merkezli Üretim	23
4.4.7.CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Güncel Materyaller	24
4.4.7.1.Nanoseramikler	26
4.4.7.2.Hibrit Seramikler	29
4.4.7.3.Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	33
4.5.Diş Hekimliğinde Adezyon ve Adeziv Simantasyon	37
4.5.1.Total Etch (Etch&Rinse) Adeziv Sistemler	39
4.5.2.Self-Etch Adeziv Sistemler	43
4.5.3.Self Adeziv Sistemler	45
4.6.Bağlantı Dayanıklılığı Ölçümü	47
4.6.1.Makro Makaslama (Macro-Shear) Bağlantı Testi	48
4.6.2.Makro Çekme (Macro-Tensile) Bağlantı Testi	49
4.6.3.İtme (Push-out (PO)) Bağlantı Testi	49
4.6.4.Mikro Çekme (Micro-tensile (μ TBS)) Bağlantı Testi	50
4.6.5.Mikro Makaslama (Micro-Shear (μ SBS)) Bağlantı Testi	50
4.6.6.Mikro İtme (Micro-push out (μ PO)) Bağlantı Testi	51
4.7.Yüzey Analizi Yöntemleri	51
4.7.1.Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi (SEM)	51
4.7.2.Enerji Dağılımlı X Işını Analizi (EDX)	51
4.8.Yapay Yaşlandırma İşlemleri	52
5.MATERYAL VE METOD	53
5.1.Örneklerin Hazırlanması	55
5.1.1.Dişlerin Hazırlanması	55
5.1.2.Seramiklerin Hazırlanması	56
5.1.2.1.Vita Suprinity (VS) Grubuna Ait Örneklerin Simantasyonu	59

5.1.2.2.Vita Enamic (VE) Grubuna Ait Örneklerin Simantasyonu	63
5.1.2.3.GC Cerasmart (GC) Grubuna Ait Örneklerin Simantasyonu	65
5.2.Termal Yaşlandırma İşlemi	67
5.3.Örneklere Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi Uygulanması	68
5.4.Kırık Yüzeylerin SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) ve EDX (Enerji Dağılımlı X Işını Analizi) ile Analizi	69
5.5.İstatistiksel Değerlendirme	70
6.BULGULAR	71
6.1.Makaslama Bağlantı Dayanımı Testine Ait Bulgular	71
6.2.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi Bulguları	80
6.3.Enerji Dağılımlı X Işını (EDX) Analizi Bulguları	88
7.TARTIŞMA	95
8.SONUÇLAR	105
9.KAYNAKLAR	107
10.EKLER	130
Ek 1. Etik Kurul Onayı	130
Ek 2. Proje Onayı	131
11.ÖZGEÇMİŞ	132

TABLOLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 1: Vita Enamic seramik ağ yapısının ağırlıkça kimyasal bileşimi	30
Tablo 2: Vita Suprinity seramik ağ yapısının ağırlıkça kimyasal bileşimi	34
Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri	54
Tablo 4: Makaslama dayanım testine ait ortalama değerler ve standart sapmalar	71
Tablo 5: Üç yönlü varyans analizi sonuçları	74
Tablo 6: Seramiklerin farklı siman sistemlerine göre gruplar arası karşılaştırması	76
Tablo 7: Simantasyon sistemlerine göre seramik grupları arası karşılaştırma	78
Tablo 8: Termal yaşlandırma uygulamasına göre gruplar arası karşılaştırma	80

ŞEKİLLER DİZİNİ**Sayfa**

Şekil 1: Termal yaşlandırma uygulanmamış örneklerin, makaslama dayanım testi sonrası maksimum ve minimum bağlantı değerleri (MPa)

73

Şekil 2: Termal yaşlandırma uygulanmış örneklerin, makaslama dayanım testi sonrası maksimum ve minimum bağlantı değerleri (MPa)

73



RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa
Resim 1: Temas probu	12
Resim 2: Lazer uzaklık ölçer	12
Resim 3: CCD kameralı çizgisel lazer ışını	13
Resim 4: Ağız içi tarama sistemi	13
Resim 5: Modelin tarandığı ağız dışı tarama sistemi	14
Resim 6: Yazılım yardımıyla üç boyutlu restorasyon tasarımı	15
Resim 7: Optik tarayıcı ile yapılmış tarama görüntüsü	20
Resim 8: Çalışma eksenlerinin farklı olasılıkları	22
Resim 9: Cerasmart restorasyon için preparasyon önerileri	28
Resim 10: Vita Enamic seramik ağ yapısı	30
Resim 11: Vita Enamic polimer ağ yapısı	30
Resim 12: Vita Enamic multiColor blok renkleri	31
Resim 13: Vita Enamic anterior kron preparasyonu	32
Resim 14: Vita Enamic posterior kron preparasyonu	32
Resim 15: Vita Enamic laminate veneer preparasyonu	32
Resim 16: Vita Suprinity için anterior kron preparasyonu	35
Resim 17: Vita Suprinity için posterior kron preparasyonu	35
Resim 18: Vita Suprinity için laminate veneer preparasyonu	36
Resim 19: Hibrit Tabaka (HL) ve Rezin Tag (RT) görüntüsü	42
Resim 20: Makaslama bağlantı dayanımı testi için üretilen Ultradent jig (A) ve SDI donanımı (B)	48
Resim 21: Kole seviyesine kadar soğuk akril içerisine gömülmüş dişler	55
Resim 22: Dişlerin okluzal yüzeyinin elmas frezle su soğutması altında kesilmesi	56
Resim 23: Dentin yüzeylerinin diskler yardımıyla polisajlanması	56
Resim 24: Vita Suprinity blok	56
Resim 25: Vita Enamic blok	56

Resim 26 ve 27: Cerasmart blok	57
Resim 28: Isomet kesim cihazı ile blokların kesilmesi	57
Resim 29: Programat ile Vita Suprinity örneklerin kristalizasyon prosedürleri	58
Resim 30: Vita Suprinity örneklerin kullanıcı talimatlarına göre kristalize edilmesi	58
Resim 31: Scotchbond Universal Etchant	59
Resim 32: Dentin yüzeyinin asitlenmesi	59
Resim 33: Single Bond Universal Adhesive	60
Resim 34: Dentin yüzeylerine bond uygulanması	60
Resim 35: Vita Adiva Cera-Etch	60
Resim 36: Seramik yüzeylerine hidroflorik asit uygulanması	60
Resim 37: Ultradent Porcelain Silane	61
Resim 38: Seramik yüzeylerine silan uygulanması	61
Resim 39: Rely X Ultimate Clicker	61
Resim 40: LED ışık kaynağı ile polimerizasyon	61
Resim 41: Rely X U200 Automix	63
Resim 42: Dikey olarak iki eşit parçaya bölünmüş örnekler	67
Resim 43 ve 44: Örneklerle termal yaşlandırma uygulanması	67
Resim 45 ve 46: Örneklerin Instron cihazına yerleştirilmesi	68
Resim 47: Yüzey incelemesi için hazırlanan örnekler	69
Resim 48: Yüzey kaplama cihazı	69
Resim 49: SEM ve EDX cihazı	70
Resim 50: Termal yaşlandırma uygulanmayan VS gruplarına ait SEM görüntüleri	81
Resim 51: Termal yaşlandırma uygulanmayan VE gruplarına ait SEM görüntüleri	82
Resim 52: Termal yaşlandırma uygulanmayan GC gruplarına ait SEM görüntüleri	83
Resim 53: Termal yaşlandırma uygulanan VS gruplarına ait SEM görüntüleri	84
Resim 54: Termal yaşlandırma uygulanan VE gruplarına ait SEM görüntüleri	85

Resim 55: Termal yaşlandırma uygulanan GC gruplarına ait SEM görüntüleri	86
Resim 56: Termal yaşlandırma uygulanmayan VS gruplarına ait EDX incelemesi	88
Resim 57: Termal yaşlandırma uygulanmayan VE gruplarına ait EDX incelemesi	89
Resim 58: Termal yaşlandırma uygulanmayan GC gruplarına ait EDX incelemesi	90
Resim 59: Termal yaşlandırma uygulanan VS gruplarına ait EDX incelemesi	91
Resim 60: Termal yaşlandırma uygulanan VE gruplarına ait EDX incelemesi	92
Resim 61: Termal yaşlandırma uygulanan GC gruplarına ait EDX incelemesi	93

KISALTMALAR VE SİMGELER

- CAD:** Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım
- CAM:** Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim
- SEM:** Taramalı Elektron Mikroskobu
- EDX:** Enerji Dağılımlı X Işını Analizi
- DMLS:** Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
- SLA:** Stereolithografi
- 3SP:** Selektif Lazer Sinterleme
- DLP:** Doğrudan Işık Projeksiyonu
- RP:** Rapid Prototyping / Hızlı Prototipleme
- PMMA:** Polimetilmetakrilat
- UDMA:** Üretandimetakrilat
- Bis-MEPP:** Bis-metakriloksietoksi fenil propan
- DMA:** Dimetakrilat
- HF:** Hidroflorik
- ZLS:** Zirkonya içerikli lityum silikat
- T:** Translüsens
- HT:** Yüksek translüsensi
- BIS-GMA:** Bisfenol A-glisidil metakrilat
- HEMA:** Hidroksietil metakrilat
- 4-META:** Metakriloksi etil trimellitik anhidrat
- NTG-GMA:** N-toliglisingsidil metakrilat
- BPDM:** Bisfenildimetakrilat
- PMDM:** Piromellitik asit dietil metakrilat
- PENTA:** Dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat
- 4-META:** 4 metakriloksietil trimelliat anhidrid

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

HL: Hibrit tabaka

RT: Rezin tag

pH: Power of Hydrogen

Phenyl-P: 2-metakriloksietil fenil hidrojen fosfat

MDP: Metakriololoksidesil dihidrojen fosfat

GDMA: Gliserol dimetakrilat

TMPTMA: Trimetilopropan trimetakrilat

BMP: Bis (2-metakriloksietil) asit fosfat

Penta-P: Dipentaeritritol pentaakrilat monofosfat

4-Met: 4-[2-(metakriloksi)etoksikarbonil]fitalik asit

μTBS: Microtensile Bond Strength

μSBS: Microshear Bond Strength

μPO: Micro push-out

SDI: Steel Door Institute

PO: Push-out

VS: Vita Suprinity

VE: Vita Enamic

GC: Cerasmart

TE: Total-etch

SE: Self-etch

SA: Self-adeziv

SPSS: Statistical Package for the Social Sciences

LSD: Least Significant Difference

df: Degree of Freedom / Serbestlik derecesi

Sig. : Significance Level (p) / Anlamlılık düzeyi

F: Varyans analizi test istatistiği değeri

LED: Light-emitting diode

Nd:YAG: Neodymium-doped yttrium aluminum garnet

\geq : büyük eşit

= : eşit

\leq : küçük eşit

< : küçük

\pm : eksikliği veya fazlası

> : büyük

+ : artı

/ : bölü

SiO₂: silisyum dioksit

K₂O: potasyum oksit

ZrO₂: zirkonyum oksit

Al₂O₃: alüminyum oksit

MgAl₂O₄: magnezyum alüminyum oksit

Au: altın

C: karbon

O: oksijen

Si: silisyum

Zr: zirkonyum

P: fosfor

K: potasyum

Ce: seryum

Al: alüminyum

Na: sodyum

Ca: kalsiyum

Sr: stronsiyum

Re: renyum

W: volfram

Mo: molibden

La: lantan

Mg: magnezyum

MPa: megapaskal

N: newton

°: derece

°C: santigrat derece

%: yüzde

nm: nanometre

mm: milimetre

µm: mikrometre

sn: saniye

dk: dakika

mm/dk: milimetre/dakika

mm²: milimetre kare

w: wolt

mW/cm²: milivolt/santimetrekare

yy: yüzyıl

No: numara

Ark: arkadaşları

1. ÖZET

TEK SEANS CAD-CAM BLOKLARIN FARKLI SİMAN SİSTEMLERİ VE YAŞLANDIRMA İŞLEMİ SONRASINDA DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç ve Kapsam: CAD-CAM teknolojisi, tek seansta restorasyona olanak sağlayan ve sisteme özel üretilen çeşitli blokların kullanıldığı bir teknolojidir. Bu restorasyonların diş dokularına bağlanmasında adeziv simantasyon önerilmektedir. Bu araştırmanın amacı; farklı yapıdaki CAD-CAM materyallerinin, üç farklı siman sistemi ile simantasyonu ve termal yaşlandırma işleminin makaslama bağlantı dayanımına etkisini incelemektir.

Materyal ve Metod: Araştırmada benzer büyüklükte 63 adet molar diş kullanıldı. Dişlerin okluzal yüzeylerinden su soğutması altında ve elmas frezle 2,5 mm kesim yapıldı. 21 adet zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik (Vita Suprinity), 21 adet polimer infiltre hibrit seramik (Vita Enamic) ve 21 adet rezin içerikli nanoseramik (GC Cerasmart) dörtgen örnek, kesim cihazı yardımıyla 2,5 mm kalınlığında olacak şekilde kesildi. Seramikler dişler üzerine total-etch, self-etch ve self adeziv siman sistemleri kullanılarak simante edildi. Örneklerin yarısına 5000 devirlik termal yaşlandırma uygulandı. Tüm örnekler makaslama bağlantı dayanım testi uygulandı. Kırık seramik yüzeyleri SEM/EDX analizi ile incelendi. Makaslama dayanım testine ait verilerin analizi için Shapiro Wilk testi, üç yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Fishers LSD testlerinden faydalanıldı (SPSS, Windows 11.5). Değerler %95 güven aralığında değerlendirildi ($p<0,05$).

Sonuçlar: Ortalama bağlantı dayanım değeri termal yaşlandırma yapılmayan VS-TE grubunda en yüksek, termal yaşlandırma yapılan VE-TE grubunda en düşük olarak bulundu. VE ve GC grupları için en yüksek ortalama bağlantı dayanımı değerleri VE-SE ve GC-SE gruplarında gözlemlendi. TE ve SE ile simante tüm gruplar arasında anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$). SA sistemle simante edilmiş örnekler için, termal yaşlandırma varken gruplar arası anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$). Termal yaşlandırma ortalama bağlantı değerlerini anlamlı olarak düşürdü ($p<0,05$).

Anahtar kelimeler: hibrit seramikler, makaslama bağlantı dayanımı, adeziv simantasyon

2. SUMMARY

EVALUATION OF DENTIN BONDING STRENGTH IN VITRO AFTER DIFFERENT CEMENT SYSTEMS AND AGING OF CHAIR-SIDE CAD-CAM BLOCKS

Purpose and Content: CAD-CAM technology is a technology that allows the chair-side restorations and uses a variety of blocks produced specifically for the system. Adhesive cementation is recommended for the bonding of these restorations to dental tissues. The aim of this study is to investigate the effect of three different cementation systems and thermal aging process on shear bond strength of different CAD-CAM materials.

Material and Method: 63 molar teeth of similar size were used in the investigation. Occlusal surfaces of the teeth were cut off 2.5 mm with a diamond bur under water cooling. 21 zirconia reinforced lithium disilicate ceramics (Vita Suprinity), 21 polymer infiltrated hybrid ceramics (Vita Enamic) and 21 resin nanoceramic (GC Cerasmart) rectangular specimens in 2.5 mm thickness were obtained with a cutting device. The ceramics were cemented on the teeth using total-etch, self-etch and self-adhesive cement systems. Half of the samples were subjected to thermal aging at 5000 cycles. Shear bond strength test was applied to all samples. Fractured ceramic surfaces were examined by SEM/EDX analysis. Shapiro Wilk test, three-way analysis of variance (ANOVA) and Fishers LSD tests were used to analyze the shear bond strength test data (SPSS, Windows 11.5). Values were evaluated at 95% confidence interval ($p < 0,05$).

Results: The highest bond strength value was found in the non-thermal aged VS-TE group and the lowest in the VE-TE group with thermal aged. The highest mean bond strength values for the VE and GC groups were observed in the VE-SE and GC-SE groups. Significant interaction was found between TE and SE cemented all groups ($p < 0,001$). For samples cemented with SA system, there was significant interaction between groups with thermal aging specimens ($p < 0,001$). Thermal aging significantly decreased the mean bond strength ($p < 0,05$).

Key words: hybrid ceramics, shear bond strength, adhesive cementation

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam seramikler uzun yıllardır diş hekimliğinde sabit protetik tedavilerde kullanılmaktadır. Diğer restoratif materyallere kıyasla estetik ve optik özellikler, biyouyumluluk gibi birçok avantaja sahip olması seramik materyalinin tercih edilmesini sağlayan özelliklerindedir (1). Hastaların artan estetik beklentileri ve teknolojiadaki hızlı gelişmelere bağlı olarak bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemi olan CAD-CAM'in rutin kullanımı yaygınlaşmıştır.

CAD-CAM teknolojisi; protetik restorasyonların üretim sürecini kolaylaştırarak, daha estetik ve standart kalitede restorasyonların üretilmesini sağlamaları nedeniyle protetik diş tedavilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Restorasyonu yapılacak dişe ait veriler, lazer veya optik tarayıcılar aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılır; dijital ortamda tasarlanır ve sistemle entegre freze cihazlarıyla çeşitli bloklardan aşındırma yöntemiyle restorasyon üretilir (2). Bu sistemler kullanılarak, klinikte, tek bir hasta randevusunda tam seramik inleyler, onleyler, kronlar ve köprüler üretilebilirken aynı zamanda birçok adımın basitleştirilmesi veya kaldırılması da sağlanır.

Tek seans CAD-CAM restorasyonlarında, hasta başında geçen süreyi mümkün olduğunca kısaltmak için freze sonrası minimal estetik ayarlama gerektiren estetik ve güçlü materyallere ihtiyaç duyulur. Üretici firmalar bu beklentileri karşılamak amacıyla farklı birleşimlere, yapısal ve fiziksel özelliklere sahip alternatif materyaller geliştirmişlerdir. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan materyaller; feldspatik seramikler, lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, oksit seramikler, nanoseramikler, hibrit seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir (3).

Nanoteknolojiadaki ilerlemeler ile üretilen gelişmiş özelliklere sahip nanoseramik ve hibrit malzemelerin kullanımı, seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir araya getirmek amacıyla üretilmişlerdir. Her iki materyalin de avantajlarını içeren, doğal dişin fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit eden; nanoseramikler ve 'polimer-infiltrat-seramik-ağ' yapısına sahip hibrit seramikler geliştirilmiştir. Bu malzemelerin mekanik özelliklerinin, doğal diş dokusu ile uyumlu olduğu ve veneer materyalinin tabakalar halinde kırılma ve kopma riskinin daha düşük olduğu bildirilmiştir. Tesviye ve polisaj işlemleri nispeten daha kolaydır. Bu materyallerin çoğu fırınlama gerektirmez. Özellikle

tek seansta, klinikte restorasyonun üretilmesine dayanan uygulamalar için uygundur. CAD-CAM sistemleri ile kullanılabilen nanoseramik ve hibrit materyaller ile yapılan çalışmalar incelendiğinde, bu malzemelerin, mekanik özellikler, marjinal uyum, optik parametreler ve biyouyumluluk açısından kabul edilebilir sonuçlar verdiği görülmüştür (4).

Sabit protetik restorasyonların klinik olarak uzun ömürlü olmasını sağlayan faktörlerden bir tanesi restorasyonun dişe bağlanmasını sağlayan simantasyon işlemidir. Adeziv teknolojisindeki güncel gelişmeler protetik restorasyonların simantasyonunda adeziv rezin simanların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Geleneksel simanlarla kıyaslandığında, basma ve çekme dayanımının yüksek olması, dentine bağlanabilmesi, yapısındaki mikrodoldurucular sayesinde aşınma direncinin yüksek olması gibi avantajlara sahiptir (5). Resin siman ile restorasyon arasındaki mikro-mekanik bağlantı restorasyonların mekanik özellikleri ve klinik performanslarını etkiler (6).

Adeziv sistemler kimyasal yapılarına göre, asitleme özelliklerine göre, üretim tarihlerine veya klinik uygulama şekillerine göre çeşitli şekillerde sınıflandırılabilirler. Klinik uygulama şekillerine göre asitlenen ve yıkanan (total etch), kendinden asitli (self etch) veya kendinden adezivli (self adeziv) sistemler mevcuttur (7,8). Asitlenen ve yıkanan (total etch) ve kendinden asitli (self etch) adeziv rezin simanlar uygulama öncesi bir veya birkaç aşama gerektirirken, kendinden adezivli (self adeziv) rezin simanlar herhangi bir aşama gerektirmezler. Protetik restorasyonların diş dokuları ile arasındaki bağlantı dayanımı, restorasyonun üretildiği materyale ve kullanılacak rezin simana bağlı olarak değişkenlik gösterir (9).

Bu tez çalışmasının amacı üç farklı yapıda tek seansta üretilen CAD-CAM materyalinin (Vita Suprinity, Vita Enamic, Cerasmart) asitlenen ve yıkanan (total etch), kendinden asitli (self etch) ve kendinden adezivli (self adeziv) siman sistemleri ile simantasyonunun ardından termal yaşlandırma öncesi ve sonrası, dentine bağlanma dayanımını makaslama dayanım testi ile değerlendirmektir. Bağlanma testi sonrasında kırılan seramik yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X Işını Analizi (EDX) ile incelenmesi planlanmıştır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, insan tarafından yapısı değiştirilerek oluşturulmuş inorganik cam fazlı kristalin yapısındaki ilk materyaldir. 1728 yılında modern diş hekimliğinin önemli araştırmacılarından biri olan Pierre Fauchard'ın yazdığı 'Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents' isimli kitapta porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğinden ve porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğinden bahsedilmiştir (10). Parisli eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant 1774 yılında ilk porselen yapay dişleri üretmişlerdir. 1838 yılında Elias Wildman'ın vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanması sayesinde porselenin translüesentliği ve rengi geliştirilmiştir. 1885 yılında Logan platin post üzerine porselen uygulamıştır. 'Richmond kron' olarak isimlendirilen bu kronlar metal porselen sistemleri için büyük bir gelişme olmuştur (11). Dr. Charles Land 1886 yılında platin yaprak üzerine feldspatik porseleni işlemiş ve porselenin sabit protezlerde kullanımının öncüsü olmuştur. Land, inley ve kronları geliştirmiş, 1889 yılında jaket kron patentini almıştır (12). Porselenin altın alaşımları ile daha güçlü bağlantı oluşturması için 1950 yıllarında yapısına lösit eklenmiştir (11). Vines ve arkadaşları 1958 yılında vakumlu fırınlamayı geliştirmiştir (13). Weinstein, ısıyı 700°C'den 1200°C'e çıkartarak porselene %11-15 oranında K₂O (potasyum oksit) ilave etmiş ve porselenin metalle olan bağlantı kuvvetini arttırmıştır. Mc Lean ve Hughes 1965 yılında, jaket kron yapımını geliştirmişlerdir. Tam porselenlerin alt yapısı %40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiştir (14). McLean ve Sced porselen jaket kronun güçlenmesi için 1976 yılında çift folyo tekniğini kullanmışlardır. Bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin yaprak adapte edilir. Üstte bulunan yaprak kalay ile kaplanır. İç yüzeyde bulunan platin yaprağın önemi çatlak ilerlemesini durdurup porselenin güçlenmesini sağlamaktır (14). Platin yaprak kron iç yüzeyinde gri renklenmeye neden olmuş ve bu nedenle estetik olarak avantajlı bulunmamıştır (15).

Adair ve Grossman 1980'li yıllarda dökülebilir porselen Dicor'u (Dentsply Int. York, PA) geliştirmişlerdir. Hacimsel olarak Dicor %45 cam ve %55 tetrasiklik floromika kristallerinden oluşur (15). Dökülebilir cam porselenin kullanım alanı tek üyeli restorasyonlarla sınırlıdır. Porselenin yapısını güçlendirmek amacıyla dökülebilir cam porselenin yapısına zirkonyum oksit (ZrO₂) ve alüminyum oksit (Al₂O₃) ilave edilmiştir

(16). 3 yıllık klinik takip sonucu molar dişlere yapılan Dicor kronların başarısızlık oranı %35 olarak belirtilmiştir (17). Başarısızlık nedeni döküm esnasında meydana gelen porözite olarak bildirilmiştir (18). Yüksek strese maruz kalan yerlerde Dicor'un kırılma riski fazladır (19). Bir diğer dökülebilir porselen sistemi olan Cerapearl (Kyocera, A.B.D) Hobo ve Iwata tarafından sentetik hidroksi apatitin doğal diş estetiği açısından en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında geliştirilmiştir. Bu porselenin ışığı kırma özelliği, yoğunluğu ve termal iletkenliği de doğal mineye benzemektedir (20).

1972 yılında Southan ve Jorgensen platin yaprak tekniği başarısız görüldüğünden, porselenin fırına taşınması için platin yaprağa gerek duyulmayan refraktör day materyalini geliştirmişlerdir. Refraktör day üzerinde fırınlanan porselen sistemlerinden biri olan Cerestore\Allceram (Ceramco Inc., Johnson & Johnson Dental Care Co) Sozia ve Riley tarafından 1983 yılında geliştirilmiştir. Yapı ağırlıkça %65 alümina ve %45 alüminöz porselen içermektedir. Fırınlama sırasında oluşan reaksiyon sayesinde fırınlama büzülmesini önleyen hacim artışı meydana gelmektedir. Restorasyonun son haline getirilmesi için kor materyali üzerine feldspatik porselen kaplanmalıdır (21). Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Kan.) kor yapının zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirildiği sistemdir. Daha sonra Mirage 2 sistemi geliştirilmiş ve yapının sertliği arttırılmıştır. Bu da çatlak ilerlemesini azaltmaktadır. Mirage 2 içeriğindeki zirkonyumun artması ile yapı, translusensi az, daha opak bir görünüm kazanmıştır (15). Kor kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan Optec HSP (Jeneric / Pentron) sistemi, lösit kristalleri ile güçlendirilmiş, platin yaprak veya refraktör day üzerinde uygulanabilen bir sistemdir. Feldspatik porselenden daha dirençli olmasına rağmen direnci yeterli görülmemiştir (22). Hacimsel olarak alümina miktarının %75 oranında arttırıldığı Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) sistemi, ağız içinde bükülme dayanımı yeterli görülmediğinden günümüzde kullanım alanı bulamamıştır (16). Michael Sadoun %99,9 oranında alümina içeren In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) sistemini 1986 yılında geliştirmiştir. Sistem, Al₂O₃ yapı içerisine cam infiltrasyonu ile oluşan bir kor ve bu korun feldspatik porselen ile kaplanması şeklindedir. Bu sistem anterior bölgede ilk 3 üyeli köprü yapılmasını sağlayan tam seramik materyali olmuştur (23). In-Ceram Alümina materyali alümina oranına bağlı olarak opaktır. 1994 yılında In-Ceram Spinel (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) materyali, ışık geçirgenliğini arttırmak amacıyla magnezyum

alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) kullanılarak geliştirilmiştir (24,25). Bir diğer sistem ise In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) olmuş ve yapıya %35 oranında zirkonya eklenmiştir (26).

1990 yılında Wohlwend tarafından ısı altında sıkıştırılabilen porselenlerden olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, İsviçre) geliştirilmiştir. IPS Empress esas olarak feldspatik bir porselendir. Yapısı lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir. Bunun için önce cam yapı eritilir. Kristalizasyon için ısı işlem sonrası öğütülür. Toz halindeki yapıya stabilize edici katkı maddeleri, floresans bileşikler ve renk maddeleri katılması ile bloklar halinde preslenip ısı işlem uygulanır. Alınan ölçüden model elde edilir ve üzerinde hazırlanan mum modelaj rövetmana alınır. Modelaj mumu eridikten sonra kalan boşluğa ısı ve basınç altında empess bloklar preslenir. Porselen sistemlerindeki toz halden katı hale geçerken görülen büzülme bu sistemde görülmezken, soğuma esnasındaki büzülme ise rövetmanın genişmesi ile önlenir (27). Lösit kristaller yüksek ışık geçirgenliği sağlar (28,29). Yüksek estetik özelliklere sahip olmasına rağmen, renklenmiş dişleri ve metal alt yapıları bütünüyle örtemez. Büzülme dirençleri yüksek olmadığından kullanımları anterior bölge tek diş restorasyonlar, lamina, inley ve onley ile sınırlıdır. Boyama veya tabakalama tekniği ile restorasyon bitirilebilir.

1998 yılında laboratuvar tekniği IPS Empress ile aynı olan fakat bitimi yalnızca tabakalama tekniği ile yapılan IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirilmiştir (30). IPS Empress II, lityum disilikat kristalleri ve düşük oranda 0.1-0.3 µm boyutunda lityum ortofosfat kristalleri içerir (31). IPS Empress II, anterior bölgede 3 üyeli köprü ve anterior-posterior tek kron restorasyon yapımında kullanılabilir (32). Bu teknikte; Finess All-Ceramic (Dentsply), Cergo (Degussa), Matchpress (Matchmaker), lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent), floroapatit ile güçlendirilmiş IPSe.max, ZirPress (Ivoclar Vivadent) gibi birçok tam seramik sistemleri üretilmiştir (30,33). Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemi olarak tanımlanan CAD-CAM sistemlerdeki gelişmeler ile seramik materyallerinde yenilikler meydana gelmiş ve sisteme özel IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahip lityum disilikat içerikli IPS e.max CAD bloklar üretilmiştir (16). CAD-CAM sistemler ve sisteme özel bloklar günümüzde geliştirilmeye devam etmektedir.

4.2. Dental Seramiklerin Avantajları

Dental seramikler biyolojik uyumluluğu, ağız içi sıvılardan etkilenmemeleri, renk değişikliğine uğramamaları, kimyasal olarak stabil olmaları, çiğneme kuvvetleri altında yüksek aşınma direnci, yüzey pürüzlülüklerinin minimum olması ve estetik olmaları nedeniyle protetik diş hekimliğinde sık kullanılmaktadır (34). Protetik sabit tedavi seçenekleri incelendiğinde; porselenin metal ile bağlantısı sağlanabildiğinden beri, metal destekli porselenlerin iyi mekanik özellikleri, tatmin edici estetik sonuçları, klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum ve internal adaptasyonu göz önüne alınarak yıllarca 'altın standart' olarak kabul edilmiştir (35-38). Bu kronların üretimi sırasında mum modelasyon oluşturma, metal alaşımların dökümü ve fırınlama gibi birçok teknik hassasiyet içeren basamakların olması, restorasyonun kalitesini tekniğe duyarlı hale getirir (39). Metal destekli seramik sistemlerde metal alerjisi ve alaşımın korozyonu gibi biyolojik komplikasyonlar yaşanabilir (40). Ayrıca metal destekli restorasyonlarda porselen tabakasının altından yansıyan metal rengi ve opak porselenin, ışık geçirgenliği özelliğini olumsuz yönde etkilemesi estetik sınırlamaya neden olur. Metal-seramik kronlar ışığı yansıtır veya emerken, diş dokuları yüksek bir yansıtma yani translüsensi gösterir (39). Dayanıklılık ve estetiği bir arada sunan üretim tekniklerinin 1980'li yıllardan itibaren gelişmesi üzerine tam seramik sistemlerine ilgi artmıştır (41). Tam seramik sistemler metal destekli porselen sistemlerine alternatif olarak üretilmiştir (42). Termal iletkenlik özelliği ve termal genleşme katsayısı mine ve dentine yakındır. Baskı kuvvetlerine karşı direnci yüksek (yaklaşık 350–550 MPa), gerilime karşı dirençleri ise düşüktür (yaklaşık 20–60 MPa) (15,43). Anterior bölgede estetik beklentilerin yüksek olması sebebiyle, gülümseme hattındaki anterior dişlerin ışık geçirgenliğinin diş dokularına benzer özellikte olması beklenmektedir. Tam seramikler renkte derinlik sağlar ve ışığı yansıtma özelliğine sahiptirler (44).

4.3. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramik restorasyonlar için, günümüze kadar yapılmış çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Güncel tam seramikler, materyalin kimyasal içeriğine göre ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilir.

Kimyasal içeriklerine göre:

1. Feldspatik; yüksek lösit içerikli,
2. Düşük lösit içerikli cam seramik,
3. Lityum disilikat ve mika, kor ile güçlendirilmiş seramikler
4. Alümina ve magnezyum kor yapılar şeklinde sınıflandırılır (45,46).

Yapım tekniği yönünden tam porselen sistemleri 4 grupta incelenebilir (16,21,41,47):

1. Dökülebilir Porselen Sistemleri:
Dicor (Dentsply, A.B.D)
Cerapearl (Kyocera, A.B.D)
2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri:
Cerestore\ Allceram (Innotek Dental Corp., A.B.D)
Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Kan.)
Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D)
Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
In-Ceram Alümina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
In-Ceram Zirkonya (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri:
IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, İsviçre)
IPS-Empres II (Ivoclar Vivadent, Schaan, İsviçre)
4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği; CAD-CAM Sistemleri:
Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç)
Cerec (Siemens, Almanya)
Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
Circon (Dentsply Ceramco, York, PA)
DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)
Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç)

4.4. CAD-CAM Sistemleri

CAD (Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım); bilgisayar sistemleri kullanılarak bir cismin geliştirilmesi ve tasarımının yapılması demektir. Sanal ortamda üç boyutlu model verileri kullanarak bilgisayar desteği ile tasarımın yapılması anlamına gelir. CAM (Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim) ise; elde edilen bu verileri kullanarak bilgisayar desteği ile üretimin yapılmasıdır (48,49).

4.4.1. CAD-CAM Sistemlerin Tarihçesi ve Gelişimi

CAD-CAM sistemlerdeki en büyük gelişme 1980'lerde meydana gelmiştir. Özellikle mevcut dental CAD-CAM sistemlerinin geliştirilmesine katkıda bulunan üç öncü araştırmacı vardır.

Dr. Duret, 1971'den itibaren fabrike kronları, okluzal yüzeyin fonksiyonel şeklini yansıtabilecek şekilde ağızdaki destek dişin optik bir ölçüsünü alarak bir dizi sistem yardımıyla dizayn etmiştir. Tasarımı yapılan restorasyon, sayısal olarak kontrol edilerek bir freze makinesi ile frezelenerek üretilmiştir. Ardından, dünyadaki dental CAD-CAM sistemlerinin gelişiminde etkisi olan Sopher Sistemi'ni düzenlemiştir.

İkincisi, CEREC Sistemi'nin geliştiricisi Dr. Moermann'dır (50). Teknolojiyi tek seans olarak dental klinikte kullanmayı denemek üzere, preparasyonun görüntüsünü intraoral bir kamera ile kaydederek, seramik bir bloktan inley restorasyonu tasarlamış ve chair-side sistem ile dental ofiste üretimini sağlamıştır. Bu sistemin ortaya çıkışı aynı gün seramik restorasyon üretimi sağladığı için önemli bir yenilik olmuş ve diş hekimliği alanında hızla popülerite kazanmıştır.

Üçüncüsü, Procera sisteminin geliştiricisi Dr. Andersson olmuştur (51). 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki büyük artış nedeniyle nikel-krom alaşımları altın alaşımlarının yerini almıştır. Ancak, özellikle Kuzey Avrupa'da metal alerjileri bir sorun haline gelmiş ve alerji yapmayan titanyuma geçiş önerilmiştir. Titanyumun hassas dökümünün o zamanlar zor olması nedeniyle Dr. Andersson, ateşleme erozyonuyla titanyum kopyalar üretmeye çalışmış ve kompozit veneer restorasyonlarına CAD-CAM teknolojisini getirmiştir (52). Bu uygulama tüm CAD-CAM üretim sistemlerinin özel bir

prosedürüdür. Uygulama daha sonra tam seramik altyapıların üretimi için dünya çapında sayısallaştırılıp birleştirilen bir işlem merkezi olarak geliştirilmiştir.

4.4.2. CAD-CAM Sistemlere Genel Bakış

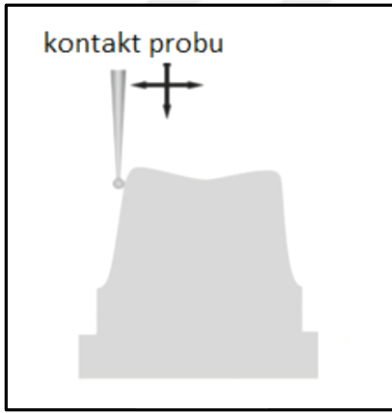
Geleneksel yöntemlerle sabit restorasyon üretimi için iş akışı; destek dişin preparasyonunun yapılmasının ardından modelin üretimi, mum modelasyonun yapımı, dökümü ve sonrasında porselenin fırınlanması şeklindedir. Bu çalışma bilgisayar destekli teknoloji yardımıyla yapıldığında, destek dişler geleneksel ölçü almadan, doğrudan ağız içinde sanal ortama aktarılabilir. Restorasyon, dijital veriler kullanılarak CAD yazılımı aracılığıyla bilgisayar monitöründe sanal bir mum modelasyon olarak tasarlanır. Daha sonra restorasyon, bir freze sistemi olan CAM aracılığıyla üretilir.

Günümüzde çoğu CAD-CAM sistemi geleneksel yöntemlerde olduğu gibi öncelikle prepare edilen destek dişlerin bir alçı modelinin elde edilmesi ile iş akışına başlar. Alçı model çeşitli ölçüm araçları kullanılarak sayısallaştırılır, restorasyon bilgisayarda tasarlanır ve çeşitli işleme makineleri ile üretimi sağlanır (53).

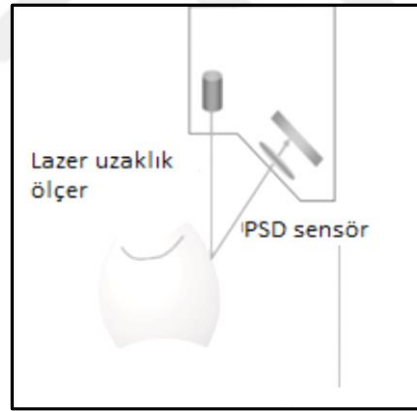
4.4.2.1. Veri Elde Etme/Tarama

Veri elde etme işlemi için kullanılan intraoral kameralar optik tarayıcılardır. Bu tarayıcılar, dişlerin tek tek görüntülerini kaydeden fotografik tarayıcı ve video kaydedici tarayıcı olmak üzere iki çeşittir (54-56). Fotografik tarayıcılar, yazılım sisteminin üç boyutlu sanal bir model oluşturabilmesi için bir dizi birbiri ile örtüşen görüntü elde eder. İşlem sırasında kamera farklı şekillerde açılarak konturlu kısımlar sebebiyle görülmesi zor alanların da görüntüsünün kaydedilmesi sağlanır. Kamera tarafından görüntülenemeyen alanlar sanal modele eksik veri alanları olarak yansır ve yazılım sistemi bu kısımlar için tahminde bulunur. PlanScan (Plan-meca), CS 3500 (Carestream Dental LLC), Trios (3 shape), iTero (Align Technology) fotografik kamera tarayıcılara, True Definition scanner (Lava Chairside ağız içi tarayıcıların yeni versiyonu, COS), Apollo DI (Sirona) ve OmniCam (Sirona) sistemler video kaydedici tarayıcılara örnektir.

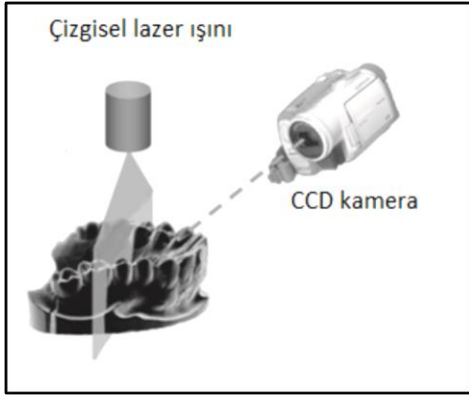
Laboratuvar tarayıcıları, optik tarayıcılar ve mekanik tarayıcılar olarak ikiye ayrılır. Optik tarayıcılarda bilgisayar dışın üç boyutlu yapısını derinlik ölçümüne dayanarak hesaplar. Mekanik tarayıcılar ise top uçlu bir aracı yardımı ile ana modelin çizgi çizgi mekanik olarak ölçümünü yapar (57). Veri elde etme/tarama işlemi için pratik olarak kullanılan araçlar temas probu (Resim 1), lazer uzaklık ölçer (Resim 2) ve CCD kameralı çizgisel lazer ışınıdır (Resim 3) (53,58). Temas probu hassas tarama yapar fakat tüm model yüzeyinin taranması zaman alır. Lazer uzaklık ölçer nispeten daha ucuzdur, temas probuna kıyasla daha kısa sürede tarama yapar. Lazer uzaklık ölçer tarayıcısından yansıtılan lazer ışını PSD sensörü tarafından tanınması gerektiğinden, bu süreçte oluşan difüzyonun etkisi ile hassasiyet düşer. Özellikle preparasyon köşelerini hassasiyetle yansıtmak zordur (59). CCD çizgisel lazer ışını kullanıldığında, tarama süresi büyük ölçüde azalır, ancak CCD kamerasının çözünürlüğü hassasiyeti etkiler. Bu yöntemlerden hiçbirisi dışın andırkatlarına girerek ölçüm yapamaz. Bu nedenle açığı model tablasının çok eksenli kontrolü ve projeksiyon ışını gerekli hale gelir (53).



Resim 1: Temas probu (53,58)



Resim 2: Lazer uzaklık ölçer (53,58)



Resim 3: CCD kameralı çizgisel lazer ışını (53,58)

Kullanılan sisteme bağlı olarak mevcut anatomik konturlara uygun bir restorasyon üretmek için preoperatif ağız içi tarama yapılabilir. Postoperatif ağız içi tarama yapıldığında ise CAD yazılımının veri tabanına bağlı olarak tasarım yapılabildiği gibi üç boyutlu görüntü üzerinde seçilmiş veri noktalarına göre hekim tarafından da restorasyon tasarlanabilir (Resim 4) (60). Ağız içi tarama işlemi sırasında retraksiyon tercih edilmeli ve açığa çıkan marjinlerin etkili bir şekilde yansıtılması için kontrollü manevralar yapılmalıdır. Prepare edilen diş tarandıktan sonra karşıt ark ve antagonist dişler de aynı hassasiyetle taranır (57). Ayrıca bazı tarayıcılar titanyum abutment gibi parlak yüzeylere sahip bir materyalin taranması sırasında opak bir toz kullanımını gerektirebilir (61). Yüzeyin toz veya sprey ile kaplanarak tarandığı sistemler de mevcuttur. Bu sistemlere, CEREC 3D Bluecam scanner v4.0 (Dentsply Sirona) ve Omnicam (Dentsply Sirona) örnektir (62).



Resim 4: Ağız içi tarama sistemi (60)

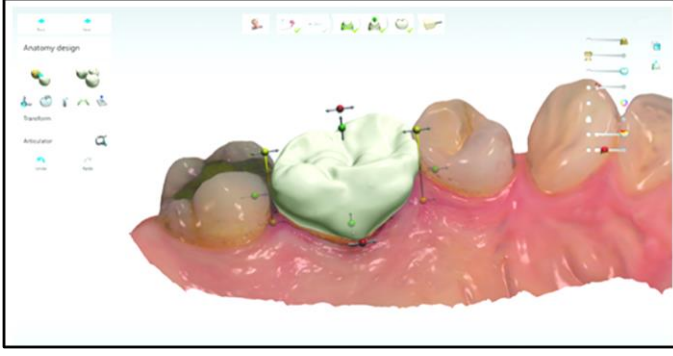
CAD-CAM restorasyon hazırlığı için veri elde etme işlemi ağız dışı bir tarama ile de gerçekleştirilebilir. Bunun için final ölçü ile elde edilen ana model kullanılabilir (Resim 5) (60,61).



Resim 5: Modelin tarandığı ağız dışı tarama sistemi (60)

4.4.2.2. Restorasyonun Tasarımı

Dental restorasyonların tasarlanması için üreticiler tarafından birçok yazılım geliştirilmiştir. Farklı üreticilerin farklı yazılımları ile kronlar ve sabit parsiyel protezlerin altyapıları, tam kronlar ve sabit parsiyel protezler, inleyler, onleyler, veneerler, preparasyon gerektirmeyen konservatif ve estetik veneerler, geçici kron-köprü protezleri, diagnostik mum modeller (wax-up), post korlar, teleskop kronlar, kişisel abutmentlar ve implant cerrahisi sırasında kılavuz olabilecek cerrahi plaklar, implant üstü hareketli ve sabit protezler için tasarlanan barlar veya altyapılar, splintler, ortodontik plaklar ve hareketli parsiyel protez iskeletleri dizayn edilebilir (Resim 6) (60).



Resim 6: Yazılım yardımıyla üç boyutlu restorasyon tasarımı (60)

CAD-CAM sistemlerin dijital kütüphanesinde birden fazla diş morfolojisi örneği mevcuttur. Bu kayıtlı bilgiler sadece genel formları içermektedir. Her hasta ve restore edilecek diş birbirinden farklı olduğundan mutlaka hekimin manuel değişiklikler ve müdahaleler yapması gerekmektedir (63-64).

4.4.2.3. Restorasyonun Üretimi

Dijital üretim aşaması, restorasyonun CAD yazılımı kullanılıp işlenmesi ve simantasyona hazır bir restorasyon oluşturulması işlemlerini içerir (63). Bu restorasyonları üretmek için ilave edici (Hızlı Prototip, RP veya 3D baskı) yöntem ve frezeleme (milling, eksiltici) yöntemi olmak üzere farklı iki üretim yöntemi mevcuttur. Frezeleme yöntemi büyük solid bloklardan eksiltme yaparak restorasyon üretir. Elmas ve karbid frezler gibi keskin aletleri bulunduran makinelerin restorasyon için kullanılacak malzemeyi mekanik olarak kestiği bu yöntemde, bilgisayara işlenen verilerin bilgisayar programı tarafından kontrolü de sağlanır. Frezeleme işlemi materyale bağlı olarak kuru veya nemli olarak yapılır (57). Küçük çaplı bir döner kesme aleti daha doğru bir frezeleme işlemi gerçekleştirir (65). Frezeleme teknolojisinin temel dezavantajı, freze prosedürünün doğruluğunu en küçük çaplı frezin vermesidir (66). Bu nedenle, frezeleme frezinin çapından daha küçük olan herhangi bir yüzey detayı, aşırı milledmeye maruz kalacağından restorasyon bu kısımlarda eksik kalır.

İlave edici yöntem, üç boyutlu model verilerine uygun restorasyon üretimi için materyalin tabaka tabaka birleştirilmesi yöntemidir. CAD tasarımı tamamlandıktan sonra çok kesitli görüntülere ayrılır. Malzemenin her bir milimetresi için 5-20 katman toz veya sıvı malzeme kullanılır. Bu tip üretimin dezavantajı katmanların birleşmesi sırasında meydana gelebilecek büzülme, geç sertleşme, katlanma gibi sorunlar sonucu restorasyonun son yapısının istenilenden farklı olabilmesidir. İlave edici yöntem; Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS), Stereolithografi (SLA), Selektif Lazer Sinterleme (3SP), ve Doğrudan Işık Projeksiyonu (DLP) gibi çeşitli teknikler ile uygulanabilir. Teknikler arasındaki temel fark, restorasyonların dikey bileşenlerini temsil eden Z düzleminin geliştirilmesi ile ilgilidir (67).

Selektif lazer sinterleme hem metal hem de seramik restorasyonlar üretmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde restorasyonun bilgisayar destekli tasarımı diğer CAD-CAM sistemlerdeki gibidir. Ancak keserek restorasyonu oluşturmak yerine seramik veya metal tozlarının yer aldığı bir küvetten materyali sinterler ve restorasyon tamamlandığında hiçbir materyal artık kalmaz. Bazı sistemler de ilave edici ve eksiltici yöntemi bir arada kullanır. Bunlardan birisi olan Procera (Nobel Biocare, Goteburg, Sweeden) sisteminde büyütülmüş bir metal güdük prepare edilmiş dişin üç boyutlu verilerine göre frezelenir. Bu büyütme final restorasyonun eksiltici yaklaşımla dayanıklılığını sağlamak için yapılan sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülme kompanse eder. Metal güdük üzerine ilave edici yaklaşımla büyük boyutta olacak şekilde porselen tozu basınçla sıkıştırılır. Elde edilen bu blok restorasyonun konturlarına uygun olarak frezelenir. Bu büyük şekildeki restorasyon metal güdük üzerinden alınır, gerçek boyutuna büzülmesi ve yoğunlaşması için sinterlenir. Bir diğer kombine üretim yaklaşımı (Wol-Ceram, Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany) sulu alümina tozunun direkt olarak ana güdük üzerine elektroforetik disperisyon yöntemiyle ilave edilmesi şeklindedir. Hekim manuel olarak fazlalıkları düzeltebilir. Dış konturlar ise eksiltici üretim yöntemi ile şekillendirilir. Daha sonra koping güdük üzerinden alınıp cam infiltrasyonu yapılır.

Hızlı prototipleme tekniği, üç boyutlu tasarım yaparak mum modelasyonunun üretilmesi şeklinde ilerleyen ilave edici bir sistemdir (WaxPro Printer of the Pro50 system, Cynovad, Saint-Laurent, Quebec, Canada). Tam kronların veya alt yapıların mum modelasyonu oluşturulduktan sonra işlemlere geleneksel kayıp mum tekniğinde olduğu

gibi devam edilir. Bu sistemin kullanım alanı geniştir, örneğin bir kulak protezi bu yöntemle üretilebilir (2).

Stereolithografi yöntemi üç boyutlu akrilik dental apareylerin yapımı için kullanılabilen ilave edici bir sistemdir (SL, Perfactory, Envisiontec GmbH, Gladbeck, Germany). Üç boyutlu okluzal splintler ve benzeri apareyler selektif olarak bir likit içindeki akrilik monomerin ışınla sertleşen tabakaları şeklinde oluşturulur. Cerrahi rehber plakların (SurgiGuide, Materialise, Leuven, Belgium) ve implant yerleştirildikten hemen sonra restorasyon yapımına izin veren çalışma modellerinin yapımına olanak tanıyan (Nobel Guide Software, Nobel Biocare) üretim sistemleri de mevcuttur. CAD yazılımı ideal restorasyon yerleşimini belirler, CAM sistemi de plak ve modelleri üretir (2,68). Dijital bir model yazdırmak, frezeleme işleminden daha hassastır (69). Elde edilen modelin konvansiyonel alçı modellere göre doğruluğu daha yüksektir (70). Örneğin implant cerrahisi için hazırlanacak cerrahi hazırlık modeli beş ayrı ekseninde değerlendirilebildiğinden doğruluğu yüksek bir üretim sağlanır (71). Sanal modele hasta adı ve kayıt numarası işlenebilir. Final kron dizaynını baz alarak hekimin preparasyon şeklini ve boyutunu doğrulamasına yardımcı bir kılavuz oluşturulabilir. Alt yapı üretimi için genellikle fotopolimerik bir çerçeve basılıp daha sonra krom kobalt ile döküm yapılır veya alt yapı doğrudan metal lazer sinterleme yöntemi ile krom kobalttan üretilir. Bazı uygulamalar protez kaidesini frezeleyip prefabrike dişlerin kaideye sonradan ilavesi şeklinde üretim sağlarken (Weiland ve AvaDent), kaide ve dişler tek bir ünit halinde de frezelenbilir (AvaDent). Alternatif bir yöntem olarak kaide ve dişler üç boyutlu olarak tek bir ünite halinde üretilebilir (Pala ve Dentic).

4.4.3. CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları

CAD-CAM sistemleri ile hem laboratuvar işlemleri elimine edilmiş hem de daha güncel ve standart materyallerin kullanılabilmesi mümkün hale gelmiştir (72,73). CAD-CAM sistemleri; restorasyonun bilgisayar kullanımı ile doğal diş anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre tasarımını yapabilmek, masa başında restorasyonu üretebilmek, mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi gibi özellikleri geliştirilmiş bir restorasyon elde etmek ve daha iyi estetik sağlamak gibi avantajlara sahiptir (74). CAD-CAM sistemleri, seramik materyallerinin kondenzasyon, eritme,

kaynaştırma gibi laboratuvar işlemlerinin nispeten elimine olması ve bu sayede bekleme süresinin azalması sebepleriyle ilgi çekicidir (75). Bunun yanında, ölçü maddesi kullanılmaması ve alınan ölçünün laboratuvar ve klinik arası nakli gibi basamakların olmayışı maddi tasarruf sağlar. CAD-CAM sisteminin geleneksel ölçüyü elimine etmesi ile çevre dokulardan sızan kan, tükürük ve ölçüyü bozabilecek sızıntılar, ölçü kaşığının uygun olmayan yerleşimi, hasta konforunun bozulması ve öğürme refleksinin tetiklenmesi, ölçü dökülmeden önce veya döküldükten sonra meydana gelebilecek distorsiyon ve bozulmalar gibi olumsuz durumlar önlenir (76). Hekim preparasyonunu bilgisayar ekranında görebilir ve gerekli düzeltmeleri aynı seans yapabilir. İşlenen veriler takip için saklanabilir ve gerektiğinde kullanılabilir (76-78). Yine aynı seansta restorasyon üretimi sağlanabildiği için geçici kron hazırlamaya gerek yoktur. Böylece geçici kron ile hastanın geçirdiği süre içerisinde meydana gelebilecek diş hassasiyeti ve komplikasyonların önüne geçilebilir. Dental CAD-CAM sistemi teknik hataları minimuma indirir ve geleneksel çok aşamalı indirekt restorasyon üretimi sırasında meydana gelebilecek çapraz kontaminasyon ve enfeksiyon tehlikesini azaltır.

CAD-CAM'in kullanılması ile restorasyon yapımı için yeni materyallerin geliştirilmesi mümkün olmuştur. Bu sistem ile materyalin özelliğine uygun tasarım yapılabildiği gibi endüstriyel olarak üretilen blokların kalite kontrolü de yapılabilir. Üretici tarafından prefabrike seramik bloğun kalite kontrolü yapıldığından, frezelenen ürün internal defekt içermez. Konvansiyonel porselen tepim ve fırınlama aşamaları sırasında ise sıklıkla internal poröziteler oluşur (79).

4.4.4. CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları

Çok sayıda CAD-CAM sistemi geliştirilmesine rağmen sistem kurulumunun maliyetli ve finansal kapasite gerektirmesi en önemli dezavantajdır (79). Monokromatik blokların kullanılması ise estetik beklentilerin yeterince karşılanamamasına neden olmaktadır. Ayrıca derin subgingival marjinlerin bilgisayar ortamına aktarılması güçtür, bu yüzden bazı vakalar geleneksel yöntemlerdeki gibi retraksiyon gerektirebilir (68).

CAD-CAM Şu nedenlerle basit ve kolay bir sistem değildir (53).

1. Destek dişler, ilgili kontakt dişler ve evre dokular restorasyonun yapımından önce en doğru Şekilde dijital hale getirilmeli ve sayısal verilere dönüŐtürülmelidir.
2. Kron ve sabit parsiyel protez morfolojilerinin sayısal temsili, fonksiyonel denklemler kullanılarak ifade edilen tipik endüstriyel ürünlere kıyasla karmaŐıktır. Restorasyonların sadece destek dişlere uygun tasarlanması gerekmeyip aynı zamanda bitiŐik ve karşıt diŐlerle de uyum sağlaması gerektiği düŐünüldüęünde gelişmiş CAD tasarımlarının önemi ortaya çıkmaktadır.
3. Keskin köŐelerin, kronların ve sabit parsiyel protezlerin hassas kenarlarının mekanik olarak frezelenmesi kırılğan seramik malzemeler ile zordur. Bu yüzden frezelemenin doğru ilerlemesi ve kontrolü için gelişmiş bir işleme makinesi ve yazılımın geliştirilmesi gerekmektedir.

4.4.5. CAD-CAM Komponentleri

Tüm CAD-CAM sistemleri  komponentten oluşur (80). Bunlar tarayıcı, yazılım ve donanımdır.

4.4.5.1. Tarayıcı

Preparasyonu yapılan dişleri, karşıt arkı veya komŐu yapıların geometrisini bilgisayar tarafından iŐlenecek sanal verilere dönüŐtüren dijitalleştirme aracıdır. İki farklı tarayıcı çeşidi bulunur.

a) Optik Tarayıcı

Bu tip tarayıcıların temeli üç boyutlu yapıları tarama ve veri toplamaya dayanır. Bu prosedür triangulasyon prosedürü olarak adlandırılır. IŞık kaynağı ve reseptör birimi birbirleriyle belli bir açıda bulunur (81). Optik tarayıcılar harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın ufak bir hareketi bile, verilerin hatalı kaydedilmesine neden olabilir. Optik tarayıcıların avantajı hızlı ve yüksek znrlkte verilerin elde edilmesidir (2). Beyaz ışık projeksiyonları, renkli ışık veya lazer ışını bir

aydınlatma kaynağı olarak kullanılabilir (Resim 7) (80). Lava Scan ST (3M ESPE, beyaz ışık projeksiyonları), Everest Scan (KaVo, beyaz ışık projeksiyonları), Etkon Es1 (Straumann, lazer ışını) optik tarayıcılara örnektir.



Resim 7: Optik tarayıcı ile yapılmış tarama görüntüsü (80)

b) Mekanik Tarayıcı

Bu tarayıcıda model, iğne ucu, küre veya pin aracılığıyla mekanik olarak taranır. Triclone 90 (Renishaw PLC, İngiltere), Procera (Nobel Biocare, İsveç) mekanik tarayıcı sistemlere örnektir (79). Bu tarayıcı yüksek tarama doğruluğuna sahiptir. Küre topun çapı milleme sistemindeki en küçük bileyiciye ayarlanır ve toplanan tüm veriler sistem tarafından millenebilir hale getirilir (82).

4.4.5.2. Dizayn Yazılımı (Software)

Üreticiler tarafından çeşitli türdeki diş restorasyonlarının üretimi için özel yazılımlar tasarlanmıştır. Bu yazılımlar ile kron ve sabit parsiyel protezlerin altyapıları oluşturulabilir. Tam kronlar, parsiyel kronlar, inleyler, inley tutuculu sabit parsiyel protezler, adeziv parsiyel protezler ve teleskopik kronlar tasarlanabilir (83). Piyasada bulunan CAD-CAM sistemlerin yazılımı sürekli geliştirilmektedir. Geliştirilen kısımlar

güncellemeler ile kullanıcılara ulaştırılabilir ve veriler çeşitli formatlarda saklanabilir. Temel olarak veriler standart dönüştürme dili olarak tanımlanabilen STL uzantılı verilerdir (81). Bununla birlikte çoğu üretici, üreticiye özgü kendi veri formatlarını kullanır, bu sebeple veri programlarının verileri sistemler arasında uyumlu değildir. Yazılım programları genellikle CAD-CAM sistemine özgüdür. CAD yazılımı, restorasyonun tasarımı tamamlandığında, sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlar (2).

4.4.5.3. İşleme Cihazları, Donanım (Hardware)

CAD yazılımı ile üretilen tasarım verileri CAM işlemesi için milleden çizitlerine dönüştürülür ve freze cihazına yüklenir. Freze cihazları, freze eksenlerinin sayıları ile ayırt edilir.

a) 3 eksenli freze cihazları:

Bu tip freze sistemi üç uzaysal eksenle hareket derecesine sahiptir. Bu eksenler X, Y, Z eksenleri olarak tanımlanır (Resim 8) (80). Bu sistemde bu üç eksenin dışında kalan bölümlerin; eksen sapmaları, yakınsamalar ve sanal engellemeler sebebiyle frezelemesi yapılamaz. Dental alanda kullanılan tüm 3 eksenli cihazlarda bileşen 180° döndürülebilir. Bu frezeleme cihazlarının avantajları kısa frezeleme süresi ve üç eksen sayesinde kontrolünün basit olmasıdır. Daha yüksek eksen sayısına sahip frezeleme cihazlarına göre daha az maliyetle üretim sağlanır. 3 eksenli cihazlara inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon brain (DequDent) örnektir (80).

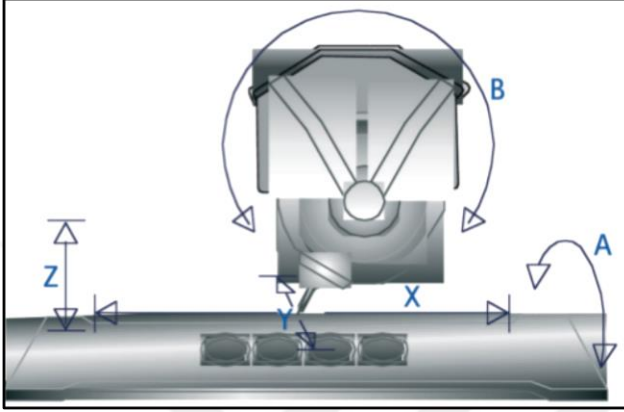
b) 4 eksenli freze cihazları:

Bu tip freze sisteminde üç eksene sonsuz değişkenlikte çevrilebilen bir gerilim köprüsü de eklenir (Resim 8). Böylece büyük yükseklik değişimlerini de ayarlamak mümkün olur. 4 eksenli cihaza Zeno (Wieland-Imes) örnektir (80).

c) 5 eksenli freze cihazları:

Üç eksene ve dönebilen gerilim köprüsüne ek olarak freze ekseninin de dönebildiği 5. eksene sahip cihazlardır (Resim 8). Böylece orta eksene eğimli son dayanak molar dişler, kron veya sabit parsiyel protezlerin altyapıları, altyapının dış

kısımındaki yakın alanlar gibi komplike geometriler de frezelenabilir. 5 eksenli cihazlara Everest Engine (KaVo, Almanya), HSC Milling Device (Breuckmann, Almanya) örnektir. Restorasyonun kalitesi eksen sayısı ile bağlantılı olarak artmaz. Kalite, dijitalleşme, veri işleme ve üretim sürecinden daha fazla etkilenir (80).



Resim 8: Çalışma eksenlerinin farklı olasılıkları [3 eksenli freze sistemi (X,Y,Z), 4 eksenli freze sistemi (X,Y,Z ve gerilim köprüsü A), 5 eksenli freze sistemi (X,Y,Z, gerilim köprüsü A ve dönebilen freze mili B)] (80)

4.4.6. CAD-CAM Üretim Konseptleri

CAD-CAM sistemlerin bileşenlerinin lokasyonuna bağlı olarak diş hekimliğinde üç farklı üretim konsepti mevcuttur (80).

4.4.6.1. Tek Seans (Chair-side Concept) Üretim

CAD-CAM sisteminin tüm bileşenleri dental klinikte bulunur. Restorasyonlar laboratuvar aşaması olmadan tek seansta üretilir. Dijitalleştirme aracı çoğu kliniklerde konvansiyonel ölçünün yerini alan intraoral kameradır. Restorasyonun tek seansta tamamlanması zaman tasarrufu sağlar ve ekstra seansa gerek kalmadan tedavi tamamlanmış olur. CEREC Omnicam, PlanScan chairside sistemlere örnektir (84). CEREC sistemi diş hekimliğinde kullanılan ilk CAD-CAM sistemi olmuştur. Sistem su

soğutması ile çalıştığından, cam seramikten yüksek performanslı oksit seramiklere kadar çeşitli malzemeler bu sistem ile işlenebilir. Literatürlerde CAD-CAM ile tek seansta üretilen inley restorasyonlar için başarı oranları on yıl sonra %90, 12 ve 16 yıl sonra ise %85 olarak belirtilmiştir (85-87). Aynı zamanda tek seans üretim yeni geliştirilen seramik bloklar ve adeziv simanlar ile CAD-CAM sistemlerin popülaritesinin artmasına yardımcı olmuştur (79).

4.4.6.2. Laboratuvar (Lab-side Concept) Üretimi

Bu üretim çeşidi, diş hekimi ve laboratuvar arasındaki geleneksel çalışma prosedürü gibidir. Diş hekimi ölçüyü ana modelin üretildiği laboratuvara gönderir. Sonraki CAD-CAM üretim adımları tamamen laboratuvarda gerçekleştirilir. Bir tarayıcının yardımıyla, ana model temel alınarak üç boyutlu veriler üretilir. Bu veriler dental tasarım yazılımı ile işlenir. CAD sürecinden sonra veriler, diş laboratuvarındaki gerçek geometriyi üreten özel bir freze cihazına gönderilir. Ardından altyapı CAM sisteminde üretilir ve ana model üzerinde denenerek gerekli düzeltmeler yapılabilir. Restorasyonun tamamlanması için altyapı üzerine presleme veya tabakalama tekniği ile veneerleme işlemi uygulanır (88,89). CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest laboratuvar üretimi yapılan sistemlere örnektir (49).

4.4.6.3. Tek Merkezli Üretim

Bilgisayar destekli dental protez üretiminin üçüncü seçeneği, bir freze merkezinde gerçekleştirilen merkezi üretimdir. Bu sistemde, dental laboratuvardaki tarayıcılar internet üzerinden bir üretim merkezi ile bağlıdır. Dental laboratuvarda elde edilen veri setleri, CAD-CAM cihazı ile restorasyonun üretilebilmesi için üretim merkezine gönderilir. Üretim merkezi de planlanan protezleri sorumlu laboratuvara iletir. Böylece, laboratuvar içinde veri toplanması ve verilerin data setlerine dönüştürülüp tasarlanması gerçekleşirken, üçüncü aşama olan üretim, üretim merkezinde meydana gelir (90). Protezin son yapılandırması da hekim tarafından gerçekleştirilir. Üretimin dışarıdan temin edildiği bu yöntemin avantajı, sadece tarayıcı ve yazılımı satın almayı gerektirdiğinden, küçük bütçe ile yüksek kalitede bir restorasyon elde etmeye olanak

sağlamasıdır. Bu sistem belirli bir üretim sistemi ile ilişkili olmadığı için daha bağımsızdır (80). Procera ve Lava sistemler bu konsepte örnektir (49).

4.4.7. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Güncel Materyaller

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim son yıllarda hızlı bir şekilde gelişmiştir. Özellikle yeni tarayıcıların ve dijitalleştiricilerin tanıtılması ile yazılım ve freze cihazları büyük ölçüde gelişmiştir (63). CAD-CAM teknolojisinin gelişmesi de polikristalin seramiklerin kullanımını ve polimerik matriks içeren yeni materyallerin geliştirilmesini sağlamıştır (91,92). CAD-CAM sisteminin avantajları göz önüne alındığında, tek seansta üretilen CAD-CAM restorasyonlar, konvansiyonel yöntemler ile elde edilen restorasyonlara kıyasla tercih edilir hale gelmiştir. CAD-CAM sistemlerinde kullanılabilecek seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler geniş bir materyal yelpazesini oluşturmaktadır. Genellikle kullanılan seramikler; alumina, feldspatikler ve zirkonya içerikli materyallerdir (2,93,94). Alumina ve zirkonya gibi yüksek mukavemetli seramik malzemeler, genellikle CAD-CAM teknolojileri ile üretilirler. Bu sayede restorasyonlar için metal alaşımlı altyapılar ortadan kaldırılmış olup; optik, fiziksel ve biyolojik bakımdan olumlu özelliklere sahip tam seramiklerden oluşan bir restorasyon elde edilmiş olur (95,96). Başlangıçta porselen ile veneerlenen çift tabakalı yani bilayer denilen tam seramik restorasyonlar için altyapılar tasarlanmıştır (96). Günümüzde ise cam veya hibrit seramikler, monolitik yani tek parça tam kontur restorasyon üretmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Dijital iş akışının olması, porselen tabakalama prosedürlerinin ortadan kalkması, monolitik restorasyonların daha öngörülebilir ve düşük maliyetli olmasını sağlamıştır. Aynı zamanda veneer restorasyonlardaki kopma tarzı kırılmaları (chipping) önleme yöntemlerinden biri de monolitik restorasyonları kullanmaktır (97-100). Monolitik kronların; restorasyonun üretim sürecini kısaltması, maliyet etkinliğinin iyileştirilmesi ve kor yapısı ile seramik arasındaki ara yüzü ortadan kaldırması gibi önemli avantajları vardır (101,102). Ayrıca, tek tabakalı restorasyonların yapılması daha az preperasyon yapılmasını sağlar (103).

Geniş materyal yelpazesi göz önüne alındığında, estetik diş hekimliğinde en yaygın kullanılan materyaller seramik ve kompozitlerdir. Dental seramikler kırılğan ve rijitken,

kompozitler daha az kırılğan yapıdadır. Fakat kompozitler fiziksel olarak yumuşak ve poröz yapıda olduğundan okluzal kuvvetler karşısında aşınır ve zamanla renk değıştirirler (104). Porselen restorasyonların, üstün estetik görünüş, aşınma direnci, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi birçok avantajı mevcut olmasına rağmen, fazla diş dokusu kaybı, karşıt dişte meydana getirdiğı yüksek aşınma ve kırılğanlık gibi olumsuz özellikleri de görülmüştür. Özellikle üretim sırasında, marjin bölgeleri gibi ince kenarların şekillendirilmesinin gerekli olduğu durumlarda, istenmeyen kırık ve çatlaklar oluşabilmektedir. Ayrıca porselen restorasyonların ağız ortamında kırılmaları durumunda, özellikle büyük çaplı kırıklarda kompozit rezinlerle ağız içi tamir başarısı sınırlıdır. Kompozitlerin ise polimerizasyon büzülmesi, zayıf aşınma direnci ve düşük mekanik özellikler gibi dezavantajları bulunmaktadır (105). Bu nedenlerle her iki materyalin de avantajlarını içeren, doğal dişin fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit eden ‘polimer-infiltr-seramik-ağ’ yapısına sahip hibrit seramikler geliştirilmiştir. Bu malzemeler konvansiyonel seramiklere göre daha esnektir. Üst yapı materyalinin tabakalar halinde atma veya kırılma riski daha düşüktür. Tesviye ve polisaj işlemleri nispeten daha kolaydır. Son yıllarda piyasaya sunulan rezin içerikli seramikler hem seramik hem de kompozit içeren çift fazlı yapısı sayesinde seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirmektedir. Literatürde rezin içerikli seramikler olarak sınıflandırılan bu seramikler kolay işlenebilirlik, üstün kenar uyumu ve kırılma direnci gibi gelişmiş özellikler sunmaktadır (106). Bu hibrit seramik çeşitleri, sinterlenmiş matriks yapı arasında kalan boşlukların polimer materyali ile doldurulmasıyla elde edilir. Materyal hacminin yaklaşık %75’ini seramik yapı oluşturur. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır (93). Bu blokların bazıları üretim aşamasında freze edildikten sonra sinterlenmezler. Yüzey parlatma işlemleri mekanik olarak yapılır ve bükülme dayanım değerleri yaklaşık 150-220 MPa arasındadır. Kırılma dayanımları yüksektir ve aşınmaya karşı dirençlidirler.

Yüksek mukavemetli hibrit seramiklerin klinik uygulamalarının popülaritesi önemli ölçüde artmıştır. Cam seramiğin optik özelliklerinin ve zirkonyanın olumlu mekanik özelliklerinin birleştirilmesiyle elde edilen zirkonya içerikli lityum silikat hibrit cam seramikler, yapısındaki zirkonya partikülleri (yaklaşık %8-10) sayesinde oldukça dayanıklıdır (107). İnce kristalin yapı yaklaşık 0,5 µm boyutlarında ve homojen olarak

dağılmıştır. Frezelemeden sonra kırılma dayanımı yaklaşık 210 MPa iken kristalleşme sonrası kırılma dayanımı yaklaşık 420 MPa'a ulaşır (108).

CAD-CAM sistemlerinde kullanılan materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir (109):

- 1) Feldspatik seramikler
- 2) Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
- 3) Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
- 4) Oksit seramikler
 - a) Cam infiltre oksit seramikler
 - b) Sinterlenen oksit seramikler
- 5) Nanoseramikler
- 6) Hibrit seramikler
- 7) Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler
- 8) Kompozitler
- 9) Polimerler
- 10) Metaller

4.4.7.1. Nanoseramikler

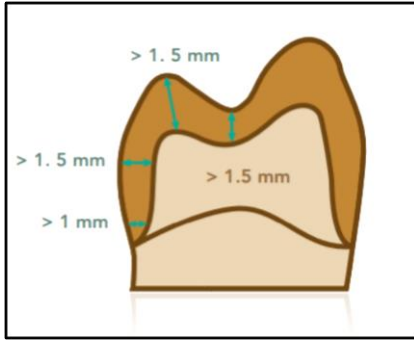
Nanoseramikler, nano boyutta seramik partikülleri ve üretan dimetakrilat (UDMA) içeren resin matriksten oluşur. Yapı içinde 20 nm çapında silika nanomerler bulunur (109). Kompozit resin nano seramik bloklar polimerik matrikse eklenmiş nano dolgu maddeleri (Lava Ultimate; 3M ESPE) içerebildiği gibi, nano hibrit dolgu maddeleri (Cerasmart; GC Europe) de içerebilir. Blokların üretim aşamasında yapıya silan katılır. Silan; reçine, matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşumunu sağlar (109). Silika monomerler matriks içine gömülü ve birbirine bağlıdır (110). Bu blokların yüksek sıcaklık ve basınç altında endüstriyel olarak üretilmesi, kompozit rezinlerden daha yüksek hacimli doldurucu içermesine ve daha yüksek dönüşüm oranlarına (%85) sahip olmasına neden olur ve bu durum mekanik özelliklerini önemli ölçüde iyileştirir (111-114). CAD-CAM ile işlenmiş kompozit restorasyonlar, direkt kompozit restorasyonlarla karşılaştırıldığında daha iyi polimerize bir malzeme olması, daha az gözenekli olması,

daha homojen bir yapıda olması ve kompozitlerin ağız içi polimerizasyonu sırasında meydana gelen büzülmenin olmaması gibi avantajlara sahiptir (115). Aynı zamanda nanoseramiklerin cam seramiklere göre karşıt dişlerde meydana getirdikleri aşınma daha azdır (116).

Cerasmart (GC Dental Products, America) CAD-CAM bloklar, esnek nanoseramik matriks yapısındadır. Cerasmart; bis-metakriloksietoksi fenil propan (Bis-MEPP), UDMA ve dimetakrilat (DMA) komponentlerinden oluşur. Doldurucu olarak yaklaşık 20 nm boyutunda silika ve 300 nm boyutunda baryum cam nanopartiküller içerir. Homojen ve eşit dağılmış nanoseramik ağ sayesinde fiziksel özellikleri geliştirilmiş ve gelen kuvvetlerin dengeli dağılımı sağlanmıştır. İçeriğinde yaklaşık %71 oranında silika ve yaklaşık %29 oranında kompozit bulunmaktadır (117). Cerasmart, seramiklerin ve kompozitlerin istenilen karakterlerini birleştiren bir materyaldir. Hızlı ve doğru frezelenabilir. Esnek nanoseramik matriks yapısı özellikle implant destekli kronlar için ideal dayanıklılık ve kuvvet emici bir restorasyon yapımını sağlar. İnleyler, onleyler, posterior ve anterior kronlar, veneerler, implant destekli kronlar, minimal invaziv restorasyonlar Cerasmart materyali kullanılarak yapılabilir (118).

Cerasmart; esnek, sağlam ve kırılmaya dayanıklıdır. Zamanla parlaklığını korur, doğal opalesanstır. Minenin fiziksel özelliklerine benzer özelliklerdedir. Polisajı kolaydır. Aşınmaya karşı dayanıklıdır ve yüksek radyoopasiteye sahiptir. Sinterlemeye ve kristalizasyon fırınlamasına ihtiyaç duyulmaz. Milleme frezlerine karşı hassastır, ağız içinde kompozit rezinlerle tamir edilebilir. Esnekliği sayesinde yüksek kırılma enerjisine sahip olduğundan kuvvetler altında kolayca kırılmaz ve chipping görülmez (118).

Üretici firmanın preparasyon önerilerine göre Cerasmart restorasyon için, pit ve fissürlerden ve tüberkül tepelerinden en az 1,5 mm preparasyon yapılmalı, restorasyonun duvar kalınlığı en az 1,5 mm olmalı ve marjinlerde basamak genişliği en az 1 mm kadar olmalıdır. Derin chamfer veya yuvarlatılmış shoulder basamak preparasyonu yapılabilir. Taper açısı yaklaşık 6° olmalıdır. İnley veya onley yapılıyorsa, internal kenar ve köşeler yuvarlatılmalı, marjinlerin karşıt diş ile direkt okluzal temasta olmasından kaçınılmalıdır (Resim 9) (118).



Resim 9: Cerasmart restorasyon için preparasyon önerileri (118)

Yüksek translüsenesi (A1 HT, A2 HT, A3 HT, A3.5 HT, B1 HT) ve düşük translüsenesi (A1 LT, A2 LT, A3 LT, A3.5 LT, B1 LT) özelliğinde Cerasmart bloklar mevcuttur. Yüksek translüsenesi özelliğine sahip bloklar genellikle, restorasyon sadece mine dokusu yerini alacaksa ve dişte maskeleme gerektirecek herhangi bir renklenme yoksa kullanılır. Düşük translüsenesi özelliğine sahip bloklar ise, preparasyon dentini de içeriyorsa ve ilgili dişlerde renklenme mevcutsa tercih edilir (101,118).

Cerasmart restorasyonun boyanması ve parlatılması işlemi için, özel olarak tasarlanmış Optiglaze renk seti nano dolgulu cam ve boyama setidir. Nano dolgu teknolojisi sayesinde restorasyonlar, aşınmaya ve renk kaybına karşı daha dayanıklı ve uzun ömürlüdür. Rengin yoğunluğu ve mine özelliklerinin ayarlanması, anterior ve posterior restorasyonların karakterizasyonu amacıyla final cila tabakası kullanılabilir. Boyaması yapılan restorasyonun bitirilmesi ve polisajında polisaj patları ve disklerden yararlanır (118).

Cerasmart restorasyonların simantasyonu için adeziv simantasyon prosedürleri önerilir (118). Üretici firma adeziv simantasyon öncesi yüzey hazırlığı için iki alternatif önermiştir. Birincisinde restorasyonun simante edilecek yüzeyi 25-50 µm alümina parçacıkları ile 0.2 MPa basınç altında kumlanır. İkinci yöntemde ise, kumlama yapılmadan %5'lik HF asit ile 60 sn boyunca asitleme işlemi yapılır. Ardından yüzey yıkanır ve kurutulur. Silan bağlayıcı ajan yüzeye uygulanır ve kurumması beklenir.

Kullanılacak adeziv prosedüre göre diş yüzeyi de simantasyona hazır hale getirilir ve restorasyonun simantasyonu tamamlanır (118).

4.4.7.2. Hibrit Seramikler

Bu blokların yapısında baskın olarak seramik ağı mevcuttur. Bu ağ birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağ ile güçlendirilmiştir. Böylece seramik ve kompozit materyallerinin olumlu özellikleri bir araya getirilmiş olur. Ağırlıkça yaklaşık %86'sı, hacimce yaklaşık %75'i seramiktir. Polimer ağ, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) meydana gelir. Polimer ağ yapısı sayesinde seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu azaltılmıştır (116).

Cam matriks ve polikristalin seramiklerin aksine, GC Cerasmart, Lava Ultimate gibi rezin içerikli materyaller veya Vita Enamic gibi polimer-infiltrate-seramik-ağı içerikli hibrit materyaller, seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesini, kompozitin esnekliğini ve düşük aşındırıcı özelliklerini birleştirmek için geliştirilmiştir (77,119). Daha yüksek kırılma direnci, milledir sırasında hasar riskinde azalma ve hızlı frezelenabilirlik bu malzemelerin avantajlarından bazılarıdır. Kolay cilalanabilir, bitirilebilir, tamir edilebilir veya modifiye edilebilirler (119). Karşıt dişi aşındırma özelliği rezin kompozitler gibi azdır (120).

Polimer infiltrate seramikler, dağınık doldurucu içeren kompozit malzemelerden önemli ölçüde farklıdır. Seramik ağ birbirine bağlı partiküllerin, gerilmeleri her yönden daha etkili bir şekilde dağıtabilen ve yapının direncini artırabilen üç boyutlu bir iskeletini oluşturur (121). Polimer infiltrate hibrit seramik olan Vita Enamic'te seramik parçacıklar kısmen sinterlenir ve kapiller etki aracılığıyla düşük viskoziteli polimer ile infiltrate edilir. Resin kompozitlerden farklı olarak polimer infiltrate hibrit seramikler birbirine bağlı iki ağ halinde polimer ve seramik içerir (Resim 10,11) (122).



Resim 10: Vita Enamic seramik ağ yapısı (122)



Resim 11: Vita Enamic polimer ağ yapısı (122)

Materyale taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDX) analizi ile bakıldığında, bir rezin polimer ile çevrilmiş baskın olarak lösit yapı görülmektedir (123). Vita Enamic materyalinin ağırlıkça kimyasal bileşimi Tablo 1’de verilmiştir (122). Araştırmalar infiltre edilmiş seramiğin, tamamen sinterlenmiş seramik veya saf polimerden daha yüksek bir bükülme dayanımına sahip olduğunu ortaya çıkarmıştır (124).

Tablo 1: Vita Enamic seramik ağ yapısının ağırlıkça kimyasal bileşimi (122)

Silisyum oksit	%58-63
Alüminyum oksit	%20-23
Sodyum oksit	%6-11
Potasyum oksit	%4-6
Baron trioksit	%0.5-2
Kalsiyum oksit	<%1
Titanyum dioksit	<%1

Vita Enamic materyali, saf seramikten daha düşük kırılma direncine sahiptir ve kompozite göre aşınma direnci daha iyidir. Silikat seramikler ile karşılaştırıldığında, daha ince duvarlı restorasyonlar yapılabilir. Vita Enamic, minimal invaziv restorasyonlar için

önerilebilir. Marjinal stabilitesi sayesinde doğru frezeleme sonuçları alınır. Elmas frezler ile frezelenabilir. Silikat seramikler gibi hidroflorik asit ile asitlenebilir (122).

Vita Enamic tam anatomik kron ve estetik tek diş restorasyonların yapımında endikedir. Anterior ve posterior implant destekli kronlar, anterior ve posterior kronlar, inley, onley, parsiyel kronlar ve veneerlerin yapımında kullanılabilir (120). Köprü restorasyonlar, serbest sonlu restorasyonlar ve parafonksiyon varlığında Vita Enamic kullanımı kontrendikedir (122).

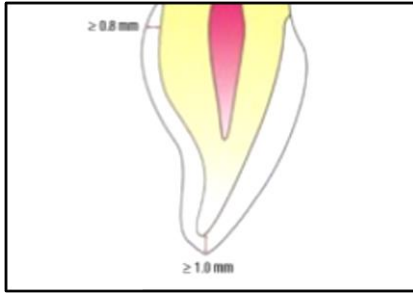
Vita Enamic nemli veya kuru olarak işlenebilir. Restorasyonun karakterizasyonu ve renklendirilmesi için glaze fırınlaması gerekir (122).

Vita Enamic'in tonları, 3 renk boyutunun tamamını hesaba katan ve bunları gölgelendirme için sistematik bir sınıflandırma ilkesine entegre eden gölgelendirme sistemi Vita System 3D-Master ile uyumlu hale getirilmiştir. Vita Enamic multiColor blok, bloğa entegre olan 6 gölge katmanı, dibe doğru yükselen bir yoğunluk ile doğal diş gölgesi gradyanını yansıtmayı amaçlar (Resim 12) (122).

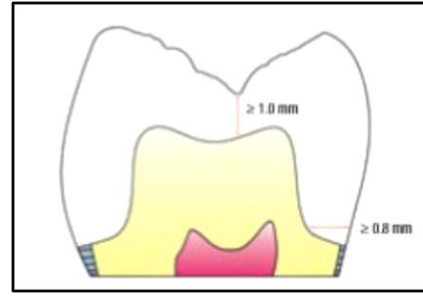
	Lightness (Value) →									
high translucent	0M1-HT	1M1-HT	1M2-HT	2M1-HT	2M2-HT	2M3-HT	3M1-HT	3M2-HT	3M3-HT	4M2-HT
translucent	0M1-T	1M1-T	1M2-T	2M1-T	2M2-T	2M3-T	3M1-T	3M2-T	3M3-T	4M2-T

Resim 12: Vita Enamic multiColor blok renkleri (1M1-HT, 1M2-HT, 2M2-HT, 3M2-HT ve 4M2-HT) (122)

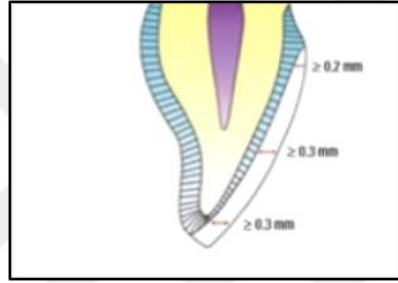
Anterior kronlar için insizal olarak en az 1 mm, posterior kronlar için okluzal olarak en az 1 mm ve her ikisinden de çevresel olarak en az 0.8 mm preparasyon önerilir (Resim 13,14) (124). Laminate veneer preprasyonu için, labial ve insizalden en az 0.3 mm, servikalden ise en az 0.2 mm preparasyon yapılmalıdır (Resim 15) (122).



Resim 13: Vita Enamic anterior kron preparasyonu (122)



Resim 14: Vita Enamic posterior kron preparasyonu (122)



Resim 15: Vita Enamic laminate veneer preparasyonu (122)

Vita Enamic restorasyonların yüzeyine sadece elmas kaplı frezlerin kullanılması önerilirken, tungsten karbit aletler malzemeye zarar verebileceğinden kullanımları önerilmez. Yüzey işlemleri sulu ortamda ve sadece hafif bir basınç altında uygulanmalıdır. Vita Enamic restorasyonların intraoral ve ekstraoral parlatılması için özel iki aşamalı polisaj seti geliştirilmiştir. Bunlar Vita Enamic Teknik Polisaj Seti ve Vita Enamic Klinik Polisaj Seti'dir (122).

Üretim sonrası restorasyonun çıkış kısmının kesilmesi elmas frez ile yapılır. Ardından restorasyonun oklüzal ve proksimal kontakları denir ve uyumlanır. Polisaj için belirtilen setler kullanılabilir. Daha yüksek bir parlaklık için ise, kıl fırça ve parlatma pastası kullanılabilir. Vita Enamic restorasyonların gölgelendirilmesi Vita Enamic boyama kiti kullanılarak boyama tekniği ile yapılabilir. Ardından yüzey vernik ile

kapatılır. Bu özel kit altı adet gölgelendirme rengi ve diğer aksesuarları içerir. Renklendirme işlemi için boyama kitindeki tozlar ve likit karıştırılır. Karıştırma oranı istenilen gölge yoğunluğuna göre değişir. Gölgelendirmenin ardından polimerizasyon işlemi yapılır. Boyamanın üzerine ise polimerizasyondan sonra glaze uygulanır. Gelişmiş bir estetik görünüm elde etmek için, Vita Enamic restorasyonlarının renklendirilmesi, özellikle anterior restorasyonların şeffaf alanında veya posterior restorasyonların vestibüler alanında, akıcı veya pasta formu bulunan materyale uyumlu veneer materyali tabakalama tekniği kullanılarak yapılabilir. Bütünü azaltma şeklinde tarif edilebilen cut-back işlemi, manuel olarak yapılabileceği gibi, CAD yazılımı tarafından da istenilen cut-back dizaynı tasarlanabilir (122).

Vita Enamic restorasyonların simantasyonunda adeziv simantasyon önerilir. Restorasyon yüzeyine, üzerindeki yağlı tabakanın kaldırılması için etanol uygulanır. Daha sonra %5'lik HF asit ile restorasyon yüzeyi asitlenir. Asitleme süresi 60 sn'dir. Dış yüzeyin asitten etkilenmemesine özen gösterilmelidir. Kuruduktan sonra asitlenmiş yüzeyler opak görünür. Asitlenmiş yüzeye silan uygulanır, kuruması beklenir. Yüzey hazırlığı maksimum 1 bar basınç altında, maksimum 50 µm Al₂O₃ tozları kullanılarak yüzeyin kumlanması şeklinde de yapılabilir (122).

4.4.7.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Zirkonya ilaveli lityum silikat (ZLS), cam seramiğin estetik görünümüyle, zirkonyanın üstün mekanik özelliklerinin birleştirilmesi için yeni nesil bir malzeme olarak geliştirilmiştir (125,126). Aynı zamanda monolitik yapıda üretilen ZLS, zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar ile ilgili önemli bir sorun olan veneer porselenin atması, kor yapıdan ayrılması olarak tanımlanabilen chippingi ortadan kaldıracak alternatif bir malzemedir (127).

Vita Suprinity; inley, onley, anterior ve posterior kronlar, anterior ve posterior implant üstü tek kronlar ve parsiyel kronlar için CAD-CAM teknolojisi ile üretilen zirkonya içerikli lityum silikat cam seramiktir (Tablo 2) (128). Frezelemenin ardından kırılma direnci yaklaşık 210 MPa iken, kristalleşme sonrası ise yaklaşık 420 MPa'a ulaşır (108). Vita Suprinity, yetersiz oral hijyen varlığında, yetersiz preparasyon yapıldığında

veya kalan diş yapısı yetersiz olduğunda, restorasyon yapımı için gerekli mesafe olmadığında, parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda kontrendikedir (128).

Tablo 2: Vita Suprinity seramik ağ yapısının ağrılıkça kimyasal bileşimi (128)

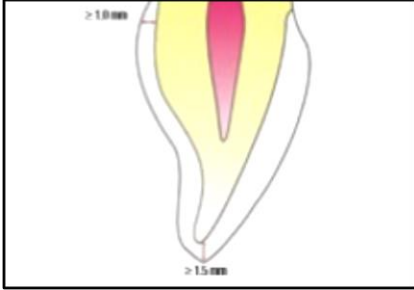
Silisyum oksit	%56-64
Lityum oksit	% 15-21
Potasyum oksit	% 1-4
Fosforik asit	% 3-8
Alüminyum oksit	% 1-4
Zirkonyum oksit	%8-12

Vita Suprinity PC, translüsens (T) ve yüksek translüsensi (HT) olmak üzere iki çeşit saydamlıkta üretilmiştir. Translüsens blokların gölge renkleri dentin dokusuna daha çok benzer. Translüsens bloklar firma tarafından boyama ve eksiltme tekniği kullanımı ile kron ve implant destekli kron yapımında önerilmektedir. Restorasyonun karakterizasyonu için tabakalama tekniği önerilir. Eğer restorasyon kristalizasyon fırınlamasından sonra çok saydam gözükyorsa, opaklık, ikinci kristalizasyon fırınlaması ile arttırılabilir.

CEREC ya da inLab (Sirona), Ceramill Motion 2 (AmannGirrbach), ARCTICA Engine/Everest Engine (KaVo) ve PlanMill 40 (E4D Technologies) Vita Suprinity'nin işlenmesini sağlayan CAD-CAM sistemlerdir.

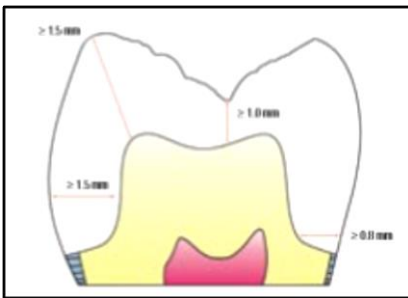
Boyama tekniği kullanılarak hazırlanacak olan anterior kronlar için 1.5 mm insizal, 1.2 mm çevresel kesim gerekmektedir. İmplant üstü anterior tek kron için gerekli restorasyon kalınlığı da aynı değerlerdedir. Cut-back tekniği kullanılarak hazırlanacak olan anterior kronlar için ise 0.8 mm insizal, 1.2 mm çevresel kesim gerekmektedir. Preparasyona 1 mm kadar eğim verilebilir (Resim 16) (128). İmplant üstü anterior tek kron cut-back tekniği ile hazırlanacaksa da gerekli yer miktarı aynıdır. Marjinal bitimde

önerilen chamfer basamak restorasyonun mekanik desteğini sağlar. Keskin kenarlı geçişlerden, karmaşık ve aşırı eğim vermekten kaçınılması önerilir (128).



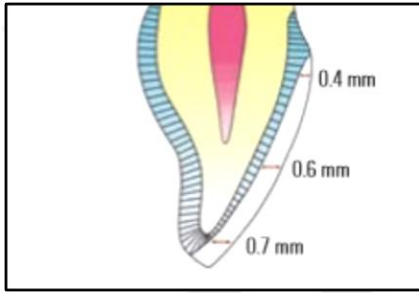
Resim 16: Vita Suprinity için anterior kron preparasyonu (128)

Boyama tekniği kullanılarak hazırlanacak olan posterior kronlar için 1.5 mm oklüzal ve çevresel kesim gerekirken, cut-back tekniği kullanılacaksa 1.3 mm oklüzal ve çevresel kesim gerekmektedir. Preparasyon, restorasyonun yeterli dayanıklılıkta olabilmesi için oklüzal kalınlık 1.5-2.0 mm olacak şekilde yapılmalıdır (Resim 17) (128). İmplant üstü posterior kronlar için gerekli yer miktarı da aynıdır.



Resim 17: Vita Suprinity için posterior kron preparasyonu (128)

Boyama tekniği kullanılarak hazırlanacak olan laminate veneer restorasyonlar için insizal/okluzal 0.7 mm, bukkal 0.6 mm preparasyon yapılmalıdır (Resim 18) (128). Kron marjinde preparasyona 0.4 mm kadar eğim verilebilir. Cut-back tekniği kullanılacaksa insizal/okluzal kesim 0.4 mm kadar olmalıdır. Daha geniş preparasyon gerektiren veneerlerde, $\frac{3}{4}$ kron preparasyonu gibi anatomik palatinal yapıyı koruyarak kesim yapılır. Mine tabakasından minimum 0.5 mm kesim yapılabilir. Preparasyon marjini supragingival veya gingiva hizasında olmalıdır. Aproksimallerde kontakt noktaları korunmalıdır (128).



Resim 18: Vita Suprinity için laminate veneer preparasyonu (128)

Vita Suprinity restorasyonun yeniden işlenmesi veya bitirilmesi için uygun freze enstrümanları gerekir. Bunun için özel cam seramik frezeleme aletleri veya ince ve aşındırıcı elmas frezler kullanılabilir. Uygun olmayan freze aletleri kullanıldığında veya aşırı basınç uygulandığında lokal aşırı ısı meydana gelir. Restorasyon model üzerine veya ağıza yerleştirilerek okluzal ve aproksimal kontaklar uyumlanır. Yüzeyin pürüzsüz olması için ince grenli elmas frez kullanılır. Uyumlamalar yapılırken belirtilen minimum materyal kalınlığına dikkat edilmelidir. Kristalizasyondan önce, restorasyonlar her zaman buhar jeli veya ultrasonik banyoda su ile iyice temizlenmelidir. Vita Suprinity restorasyonların Al_2O_3 veya aşındırıcı materyaller ile kumlanması önerilir. Anterior kronun insizalini karakterize etmek için tabakalama yapılabilir. Tabakalama materyaline yer açma işlemi bilgisayar yazılımı aracılığıyla yapılabileceği gibi manuel olarak da yapılabilir. Veneerleme yapılmadan önce kristalizasyon gereklidir. Kristalizasyon işlemi

görmüş Vita Suprinity restorasyon mat ve pürüzsüz bir görünümde dir. Yüzey parlak bir görünümde ise kristalleştirme ayarı düşürülmelidir. Restorasyon bitirilip istenilen konturlar verildiğinde, polisaj öncesi Vita Suprinity Polisaj setinde mevcut pembe frezler kullanılarak yüzey parlatılır. Daha yüksek parlaklık için; kıl fırça, elmas parlatma pastası ve gri frezler kullanılabilir. Alternatif olarak Vita Akzent Plus glaze materyali yüzeye uygulanıp, Vita Akzent Plus Effect ve Body materyalleri ile daha karakterize bir görünüm sağlanabilir. Glaze sonrası fırınlama gerekmektedir (128).

Vita Suprinity restorasyonun adeziv simantasyonu önerilir (128). Yüzeyde kalan silikon yağının simantasyonu etkilemesinden dolayı Vita Suprinity gibi silikat içerikli seramiklerin prova edilmesi sırasında silikon içerikli deneme pastaları kullanılmamalıdır. Başarılı bir simantasyon işlemi için seramik yüzey kontamine olmamalıdır. Simante edilecek yüzey 20 sn kadar hidroklorik asit ile muamele edilir, daha sonra asitlenmiş yüzey kuvvetli bir su spreyi ile veya ultrasonik bir banyo kullanılarak (%98'lik alkol ile 1-3 dakika) durulanır. Bağlanmayı geliştirmek için silan uygulanabilir. Silan uygulanmadan önce seramik yüzey %98'lik alkolle kurutulmalıdır. Güvenilir silanizasyon işlemi için kuru bir yüzey şarttır. Silan bir dakika boyunca reaksiyona girmeli ve ince bir tabaka halinde olmalıdır (128).

4.5. Diş Hekimliğinde Adezyon ve Adeziv Simantasyon

Sabit protezlerin klinik başarısında simantasyonun önemli rolü vardır. Dental siman, mikrobiyal sızıntıya karşı bir bariyer görevi yapmalı, diş ve restorasyon arasında bağlantı oluşturmalı ve yüzey bağlantılarıyla ikisini bir arada tutmalıdır (129). Dental simanlar, restorasyonun yapışacağı yüzeye kimyasal, mekanik, mikromekanik veya bunların kombinasyonları şeklinde bağlanır (130). İdeal bir siman, gerilme ve basınca karşı yüksek dirence sahip olmalı, restorasyon ve dişe gelen streslere karşı yeterli kırılma dayanımına sahip olmalıdır. Uygulaması kolay ve biyouyumlu olmalıdır (131).

Dental simantasyon işlemi konvansiyonel ve adeziv simantasyon olmak üzere iki çeşittir. Dental simanların kullanımı 20. yy'ın başlarında çinko oksit-fosforik asit, çinko oksit-ijenol ve silikat cam-fosforik asit simanlarla başlar. 1970'lerde yeni simanların geliştirilmesine kadar çinkofosfat, çinko oksit ojenol ve silikat simanlar yaygın olarak

kullanılmıştır. Mevcut dental materyallerin neden olduğu histopatolojiler, bakterilerin dentin restorasyon arayüzeyine penetre olmasına neden olan marjinal mikrosızıntı ve restorasyonların tutuculuğundaki zayıflık gibi olumsuzluklar nedeniyle, mine ve dentine daha fazla bağlanabilen ve iyi ıslatma özelliğine sahip yeni materyallere ihtiyaç duyulmuştur. Bu doğrultuda poliakrilik asit esaslı simanların gelişimi ile önce çinko polikarboksilat, sonra cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir (132). Bu simanlar konvansiyonel simantasyon yönteminde kullanılmaktadırlar. Adeziv rezin simanlar için ilk gelişme 1962 yılında Bowen tarafından BIS-GMA'nın (bisfenol A-glisidil metakrilat) bulunması ile olmuş, 1963 yılında ilk büyük doldurucu dolgu materyallerinin kullanılmasıyla da adeziv simantasyon geliştirilmiştir (8). İlk kullanıldığı yıllarda pulpa hasarı oluşturabileceği düşüncesi, aşınma dirençlerinin yetersiz oluşu, radyolüsent olmaları, kenar uyumsuzlukları ve akışkan kıvamları nedeniyle kullanımları sınırlı olmuştur. Adeziv teknolojisinin gelişmesi üzerine, geleneksel simanlarla kıyaslandığında dentine bağlantı kuvvetlerinin artırılması, materyalin doldurucu oranı ve kimyasal içeriklerinin geliştirilmesi sonucunda günümüzde klinik kullanımları yaygın hale gelmiştir (8,133).

Adezyon, farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetidir. Diş hekimliğinde adezyon; dental adezyon veya dental bonding olarak adlandırılır. Diş yüzeyinde biriken plak, diştaşı, tükürük, kan, enzimatik bileşikler ve yiyecek artıkları, kurutma işleminde kullanılan havadaki nem ve yağ taneciklerinin varlığı, diş dokusunun yüzey enerjisini düşürür ve adezyonu olumsuz yönde etkiler. Yüzey enerjisi yüksek olan materyaller hidrofilik özellikte iken, düşük olanlar hidrofobik özellik gösterirler. Pürüzlendirilmiş dentin ve adeziv rezin siman hidrofobik karakterlidir. Bu iki hidrofobik yapı arasındaki adezyonu sağlamak amacıyla dentin bonding sistemleri (adeziv sistemler) geliştirilmiştir. Dentin bonding sistemlerinde önemli yere sahip olan HEMA (hidroksietil metakrilat) ve 4-META (metakriloksi etil trimellitik anhidrat) gibi hidrofilik rezin monomer içeren primerler, dentinin yüzey enerjisini artırır, bu sayede adeziv rezinin dentin üzerine yayılabilmesi sağlanır (134,135).

Adeziv simanlar için tarihsel gelişimine, uygulama adımlarına, makaslama bağ dayanımlarına göre yapılmış birçok sınıflama mevcuttur. Van Meerbeek adeziv simanları, total etch sistemler (etch&rinse, asitle ve yıka, üç veya iki aşamalı), self etch (asitleme ve yıkama yok, iki aşamalı self etch ve tek aşamalı self adeziv) sistemler ve cam

iyonomer adezivler olmak üzere üç sınıfa ayırmıştır (136,137). 2017 yılında ise klinik uygulama adımlarına göre yapılmış sınıflamada adeziv sistemler, üç aşamalı ve iki aşamalı total etch sistemler, iki aşamalı self etch sistemler ve tek aşamalı self adeziv sistemler olarak sınıflanmaktadır (138).

Adeziv simantasyon temelde hibridizasyona dayalı bir adezyon mekanizmasına sahiptir (137). Bu mekanizma; demineralizasyon, rezin infiltrasyonu ve polimer oluşumu sürecini izleyen mikromekanik kilitlenme şeklindedir (139). Dentin ve mine yüzeyine rezin infiltrasyonu sonucu hibrit tabaka oluşmaktadır (140).

4.5.1. Total Etch (Etch&Rinse) Adeziv Sistemler

Total etch adeziv sistemler, primer ve bondun ayrı ayrı olması ve tek şişede birleştirilmesine göre üç aşamalı veya iki aşamalı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Üç aşamalı uygulamada öncelikle asit ile yüzey hazırlanır, ardından adezyona katkı sağlayan bir ajan olan primer uygulanır, son olarak bonding ajan uygulamasına geçilir. İki aşamalı uygulamada asit uygulamasının ardından yapılan primer ile bonding aşamaları birleştirilmiştir (136,141,142).

Total etch adeziv sistemlerin başlangıç asitleme basamağı, yüzeyi hazırlama, koşullandırma olarak tanımlanan “conditioning step” olarak adlandırılır. Koşullandırma prosedürünün etkileri, dentinin yapısı (geçirgen veya sklerotik), derinliği ve tübül oryantasyonu gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişmektedir (143). İdeal olarak %30-40’lık fosforik asitin yaklaşık 15 sn gibi bir süreden uzun uygulanması kollajenin yapısal modifikasyonuna neden olabilir (144). Asitlemenin ardından iyice durulama yapılmalıdır. Asitleme aşaması, smear tabakasını kaldırır, tıkalı dentin tübüllerini açar ve gelişmiş bağlanma kapasitesine sahip mikro gözenekli bir yüzey elde etmek için dentini deminareli eder.

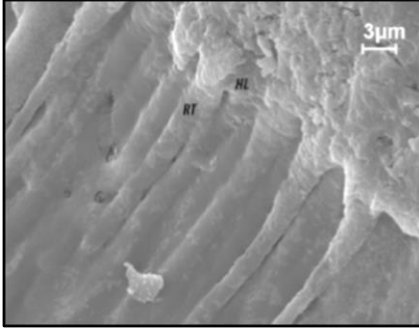
Üç aşamalı ve iki aşamalı total etch sistemlerin adezyon mekanizmaları benzerdir. Asitleme aşamasında fosforik asit smear tabakasını kaldırıp, dentini 3-5 µm derinlikte demineralize ettiğinde, hidroksiapatiti neredeyse tamamen tükenmiş kollajen fibrillerden bir iskelet yapı meydana gelir (145,146). Açığa çıkan kollajen fibrilleri, ortaya çıkan reçine polimerlerinin mikromekanik kenetlenmesi için mikrotutucu bir ağ olarak işlev

görür. Asitlenmiş dentini kuruturken, bu kollajen ağı çöker ve küçülür, bu durum monomerin infiltre olmasını olumsuz yönde etkileyebilir (147). Asitleme aşamasından sonra, adezyonu destekleyici monomerler (primer) kollajen ağına nüfuz etmeleri için bir veya iki kez uygulanır. Üç aşamalı total etch adeziv sistemlerdeki primer uygulama aşaması, açığa çıkan kollajen fibrillerin nitelikli bir şekilde primer ile ıslanmasını sağlayıp, fibriller arasında kalan suyun çıkarılmasını, yüzeyin adezive hazır olmasını sağlar. Primer çözeltisi, organik çözücüler içinde çözülmüş hidrofilik özelliklere sahip spesifik monomerlerin bir karışımıdır. HEMA (2-hidroksimetil metakrilat) primer solüsyonlara sıkça eklenen önemli bir monomerdır. Düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik yapısı nedeniyle, HEMA, rezin infiltrasyonunu ve kollajen ağının yeniden genişmesini sağlar (148), böylece adezivin bağlanma mukavemetini artırır (149). Hidrofilik yapısı sayesinde bağlanma kuvvetini arttıran, adezyonu organize eden bir görev görür (150). HEMA hidrofilik karakteri sebebiyle suyu kolayca emebilir. Sertleşmemiş halde iken suyun emilimi, polimerizasyonun inhibe edildiği ölçüde monomerin seyrelmesine yol açarak, başlangıç bağlanma dayanıklılığının ve adezyonun bozulmasına neden olabilir. Bu özellik, HEMA bakımından zengin adezivlerin polimerizasyonunun gecikmesi durumunda özellikle dikkate alınmalıdır. HEMA, polimerizasyondan sonra da hidrofilik karakter gösterir. Geçirgen yapısı sebebiyle ‘water treeing’ olarak isimlendirilebilen su ağacı görünümü oluşturmaya meyillidir (151). HEMA'dan başka N-toliglisingsidil metakrilat (NTG-GMA), bisfenildimetakrilat (BPDM), piromellitik asit dietil metakrilat (PMDM), dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat (PENTA), 4 metakriloksietil trimelliat anhidrid (4-META) gibi monomerler de primer olarak kullanılmaktadır. Kimyasal yapıları farklı olan dentin ile rezin, primer aracılığıyla uyumlu hale getirilir (152). Hibrit tabaka içinde suyun varlığı ilerleyen periyotlarda hidrolizise yol açabilir. Hidrolizis, yapıdaki ester bağları üzerine su ilavesiyle, polimerler arasındaki kovalent bağları kıran, bağlanma dayanımının ve rezin yapısının bozulması ile sonuçlanabilen kimyasal bir süreçtir (153). Hibrit tabakanın bozulduğu alanlarda, ısırma kuvvetleri ve sıcaklık değişimi ile bu sıvı geçişi hızlanır. Sıvı geçişi çeşitli yönlerde (pulpaya veya ağız ortamına) doğru olabilir. Üç aşamalı total etch sistemin hidrofobik katmanı, bağlanmış arayüz boyunca su hareketini önleyebilir. Hidrofobik katmanın su hareketini önlemesi, adeziv ara yüzünün hidrolizden korunmasına, ayrıca hassasiyetin de azalmasına yol açmaktadır (143).

İki basamaklı total etch sistemlerde, adezyonu destekleyen hidrofilik primer monomerleri ve hidrofobik bonding komponentleri, her iki işlevi yerine getirecek tek bir çözelti halinde birleştirilmiştir. Bu birleşme klinik uygulama sırasında bazı kimyasal bozukluklara neden olabilir. İki aşamalı total etch adezivler, üç aşamalı adezivlere kıyasla daha yüksek yüzdelerde hidrofilik monomer içerirler. Bu hidrofilik monomerler, polimerizasyondan sonra daha fazla geçirgenlik sergileyip, hibrit tabaka içinde su dolu alanların varlığını kolaylaştırırlar (154). Bu faktör, rezin-dentin arayüzünün kısa süre içinde bozulmasına neden olabilir. Kollajenin ve rezin monomerlerin bozulmasına bağlı olarak uzun periyotta da bağlantı sorunları yaşanabilir (155). Bu nedenle son zamanlarda, HEMA gibi güçlü hidrofilik monomerlerin miktarının azaltılabileceği ve bu kısmın UDMA (Üretandimetakrilat) veya TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat) gibi monomerler ile modifiye edilebileceği bildirilmiştir (150).

Adeziv rezin esas olarak hidrofobik monomerler içeren, dolgu maddesi partikülleri içeren veya doldurucusuz olabilen bir çözüldür. Adeziv rezinlerin ve primerlerin viskozitesi, çözücü içindeki monomerlerin çözünmesine bağlı değişmektedir. Monomerlerin demineralize dentin içine difüzyonunu sağlamak için çözücüler önemlidir fakat difüzyondan sonra çözücüler adeziv içinden uzaklaşmalıdır. Aksi takdirde adeziv içinde kalan çözücü, monomerlerin seyreltilmesine neden olacağından polimerizasyonu tehlikeye atabilir ve yapı içinde boşluklara neden olabilir. Bu da adeziv tabakanın geçirgenliğini artırır. Aynı zamanda primer bileşenlerinin buharlaşması, primer-adeziv karışımın nihai bağlantı dayanımı için önemlidir. Tam bir buharlaşma, kısa klinik süre içerisinde sınırlı olduğu için elde edilmesi zordur (156). Çözücünün buharlaşması buhar basıncına bağlıdır. Çözücünün daha yüksek buhar basıncı, daha hızlı buharlaşmayı getirir (157). Çözücü buharlaşırken, çözücü monomer oranı ve aynı zamanda buhar basıncı azalır. Bu nedenle, klinik kullanım süresince rezidüel çözücü adeziv içinde kalabilir ve adeziv bağlantıyı etkileyebilir (143). Adeziv rezinin ana işlevi, kollajen fibriller arasında kalan interfibriller boşlukları doldurmaktır. Bu monomerlerin polimerizasyonu gerçekleştiğinde mikromekanik retansiyon sağlayan bir hibrit tabaka ve "resin tag" olarak isimlendirilen rezin uzantıları oluşur (Resim 19) (8,158). Mine asitlendikten sonra mine prizmaları arasında oluşan boşluklara rezin infiltrasyonu ile oluşan "resin tag"ler "macrotag", prizma iç kısımlarında oluşan "resin tag"ler ise "microtag" olarak

adlandırılmaktadır (159). Bağlanma dayanıklılığında, hibrit tabakanın kalınlığı ya da resin tag'lerin uzunluğu tek başına rol almaz (160).



Resim 19: Hibrit Tabaka (HL) ve Resin Tag (RT) görüntüsü (8)

Adeziv uygulama tekniği çözücüye bağlı olarak değişir. Kuru bağlanma tekniği olarak bilinen ilk yaklaşım, asitleme işleminden sonra dentinin hava ile kurutulmasını ve çökmüş kollajen ağ yapısını yeniden genişletirebilen bir su bazlı primerin uygulanmasını içerir (161,162). Bu tekniğin alternatifi, dentinin nemli kalması, herhangi bir çökmenin önlenmesi ve su çekici aseton bazlı primerin kullanılması tekniğidir. Bu teknik genellikle nemli bağlanma olarak adlandırılır ve 90'ların başlarında Kanca ve Gwinnett tarafından tanıtılmıştır (163,164). Minede iyi bir bağlanma sağlanabilmesi için hava ile kurutma işlemi gerekir fakat demineralize dentinin kurutulması sırasında kollajen fibrillerin büzülebilir olması nedeniyle dentini nemli tutmak çok önemlidir. Yüzeyin nemli bırakılmasıyla kollajen lifler arası boşluklar suyla desteklenmiş olur ve liflerin büzülmesi önlenir. Asit uygulaması ile yüksek bir protein içeriği açığa çıkar ve dentinin kritik yüzey gerilim değeri düşer. Bu durum dentin yüzeyinin ıslatılmamasına ve bağlanmanın zorlaşmasına sebep olduğu için, yüzey gerilim değerini arttıran bir ajan olan primere ihtiyaç duyulur (165).

Primerler su, aseton, etanol gibi organik çözücü içinde hidrofilik monomer içeren ajanlardır. Su, monomerler gibi organik bileşikler için zayıf bir çözücüdür. Bu zorluk, etanol ve aseton gibi ikincil bir çözücünün yapıya eklenmesiyle aşılabılır (150). Buhar

basıncı daha düşük olduğundan su bazlı adezivlerde buharlaşma daha uzun sürer. Bu nedenle, monomer difüzyonuna yardımcı olmak için daha fazla klinik süre gerekli olur. Adezivin fırça ile sürülerek dağıtılması hem monomer difüzyonu hem de çözücünün buharlaşmasını sağlamakta etkilidir. Su bazlı adezivler su içerdiğinden, dentin tabakasındaki su miktarı aşırı olmamalıdır. Dentin nemli olmalı fakat yüzeyde görünür bir su tabakası veya parlaklık bulunmamalıdır (143). Bu tür ajanların avantajı, aşırı miktarda kurutma yapılır ise, kollajeni genişletebilme kapasiteleridir (157). Normalde tek bir katlık uygulama tüm yüzeyi uygun şekilde kaplamak için yeterlidir. Ekstra katlar kalınlaşma etkisine sahip olabilir ve katmanlar arasında çözücü hapsine yol açabilir. Böyle bir durum daha düşük bağlanma değerlerine neden olabilir (150). Aseton bazlı adezivlerde (su içermeyen), çözücünün buhar basıncı çok daha yüksek olduğundan, primer ya da primer-adeziv karışımına dentin yüzeyinde müdahale edilmesine gerek duyulmaz. Dentin yüzeyi hafif nemli ve parlak görünümde olabilir (143).

4.5.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

İlk kendinden asitlemeli self-etch sistemlerin gelişimi, HEMA su bazlı adezivlerdeki asidik monomer miktarının artırılmasıyla olmuştur (153). Bu asidik monomerler aynı anda hem mineyi hem de dentini hazırlayan monomerler olduğundan, ekstra asitleme ve yıkama basamağı uygulanmaz. Çözünmüş smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri yıkanmadığından, adeziv rezin tabakasına dahil edilmiş olur (166,167).

Kendinden asitlemeli adezivlerin meydana getirdiği hibrit tabakanın morfolojik özellikleri büyük ölçüde fonksiyonel monomerlerin aşındırma derecesine bağlıdır (140,168). Asitlik derecelerine göre self-etch adezivler, $pH \geq 2$ ise hafif, $pH = 1.5$ ise orta, $pH \leq 1$ ise güçlü self-etch adezivdir (169). Hafif self-etch adeziv sistemler, sıg şekilde dentini demineralize eder ve olası ek kimyasal etkileşim için mevcut olan kollajen fibrillerin etrafında hidroksiapatit kristalleri bırakır. Orta dereceli self-etch adeziv sistemler kullanıldığında silindirik ve kısa rezin uzantılar oluşur (8). Smear tıkaçı dentin tübüllerinden tamamen çıkarılmaz, sıg bir hibrit tabaka oluşur. Güçlü self-etch adeziv sistemler dentin üzerine uygulandığında, hidroksiapatit kristallerinden yoksun kalın bir hibrit tabaka oluşumu ve rezin uzantılar ile total etch sistemlere benzer bir arayüz

görünümü elde edilir. Dentin tübülleri genişçe açılır ve rezin uzantıları uzun bir huni şeklini alır (8). Aşındırıcı bir adeziv, derin bir hibrit tabaka oluşumunu beraberinde getirir (170). Bununla birlikte, primer çözeltilisinin pH'sı dışında, uygulama sırasında çözeltiyi çalkalamak, smear tabakasının kalınlığı, viskozite ve dentinin nemliliği gibi başka faktörler de self etch adezivler ile elde edilen infiltrasyonu ve demineralizasyon derinliğini etkilemektedir (171,172). Hibrit tabakanın kalınlığı veya rezin uzantılarının varlığı bağlanma performansını çok fazla etkilemezken, monomerler ve hidroksiapatit arasındaki kimyasal etkileşim self-etch adezivlerin performansını değerlendirmekte daha fazla etkilidir (173). Bu monomerleri hidrofilik hale getiren ve proton vericiler olarak işlev gören karboksilik ve fosfat grupları hidroksiapatit yapısındaki kalsiyum ile iyonik olarak bağlanmaktadır (173,174). Kimyasal bağlanma yeteneği monomer spesifiktir ve kalsiyum-monomer bağının hidrolitik stabilitesine bağlıdır (173). Monomerlerin kendisinin hidrolitik stabilitesi de bağ dayanıklılığı açısından önemlidir. Mikromekanik retansiyon; akut bağ kırıcı streslere karşı direnç gösterirken, adezyonun kalıcılığı ve sürekliliğinin ek kimyasal etkileşimler ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (136,137).

Self-etch adezivlerin bileşimi, yüksek konsantrasyonlarda su ve asidik monomerler içermektedir (168). Su, fonksiyonel monomerler için iyonizasyon ortamı sağlayan mevcut self-etch sistemlerinin vazgeçilmez bileşenidir (175). Güçlü self-etch ajanlar daha yüksek miktarlarda su içermektedir. Demineralizasyon sürecini tetiklemek için kendinden asitli sistemlerin bileşimindeki suyun varlığı gereklidir fakat polimerizasyon sırasında kalan suyun fazlası, zayıf bağ dayanımına neden olabilir (176,177). Bazı self-etch sistemler çözücü olarak sadece su içerirken, birçok sistemde su; etanol, aseton, hatta monomerlerle birleşmiştir.

Asidik primerlerin yüzeye birkaç kat halinde ya da uzun süreli fırça ile sürülerek daha aktif şekilde uygulanması ile smear tabaka uzaklaştırılmaya çalışılmış, dentinde daha iyi mikromekanik ve kimyasal bağlantı oluşturmak istenmiştir. Daha aktif bir uygulama yapmak asidik monomerlerin dentin ile etkileşimini ve monomerlerin hibrit tabaka içine yayılmasını sağlamaktadır. Çözücüler bu uygulama ile daha kolay buharlaşır, monomerler de smear tabakası içine daha kolay dahil olur (178). Tek kat halinde asidik primer dentine uygulandığında hidroksiapatit kristalleri tarafından tamponlanır. İkinci bir kat uygulandığında ise polimerize olmamış asidik monomerler asidik konsantrasyonu yükseltir, adezivin asitleme etkisini arttırmış olur (179).

İki aşamalı self-etch adezivler, bir hidrofilik sulu primer çözeltisi ve ayrı bir hidrofobik adeziv rezinden oluşur. Öncelikle asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu uygulanır, ardından hidrofobik bonding ajan uygulaması yapılır. Bu sistemlere eklenen 4-metakriloksietil trimelliat anhidrid (4-META), 2-metakriloksietil fenil hidrojen fosfat (Phenyl-P) ve 10-metakriololoksidesil dihidrojen fosfat (MDP) gibi fonksiyonel asidik monomerlerin içerdikleri kalsiyum ile açığa çıkan hidroksiapatit kristalleri arasında elektrostatik bir etkileşim meydana gelir (180-182). Bu etkileşim sonucu ya diş sert dokuları demineralize olur ya da kalsiyum ile kimyasal bağlanır. Böylece hibrit tabaka ile pürüzlendirilen yüzey arasındaki boşluk minimuma indirilir. Bu konsept ‘‘Adezyon- Dekalsifikasyon konsepti’’ olarak adlandırılır (183).

Total etch sistemlerle kıyaslandığında, self-etch sistemler asitleme ve yıkama aşaması içermediğinden klinik uygulama süresi daha kısadır (184). Yıkama ve kurutma fazına artık ihtiyaç duyulmadığından, dehidrate demineralize dentine simantasyon işlemi sırasında gereken teknik hassasiyet ortadan kalkmış olur (185). Monomerlerin demineralize olması eş zamanlı olarak rezin infiltrasyonundan dolayı kollajen ağının çökmesini önler (186,187). Eş zamanlı demineralizasyon ve rezin infiltrasyonunun bir başka avantajı, eksik rezin infiltrasyonunun engellenmesidir (167,168). Bununla birlikte, son zamanlarda, hibrit tabakaki nano-sızıntı gözlemleri, self-etch adeziv sistemlerin tam rezin infiltrasyonunu garanti ettiği düşüncesini tartışmalı hale getirmiştir (188). Smear tabakası ve smear tıkaçları bonding işleminden önce kaldırılmadığı için, dentin tübüllerindeki suyun çekilmesi ile dentinin yeniden ıslatılması işlemine gerek duyulmaz (189). Böylece postoperatif duyarlılığın azaldığı bildirilmiştir (175).

4.5.3. Self Adeziv Sistemler

Self-etch adezivler; uygulama prosedürlerine, asitliklerine ve aşındırma derecelerine göre alt bölümlere ayrılabilirler (136,169). İlk self etch sistemler, asidik bir primer ve ardından uygulanan adeziv rezinden oluşmaktadır. Son zamanlarda hepsi bir arada, tek şişe veya tek adımlı self adeziv sistemler piyasaya sürülmüş; bu sistemle aşındırma, primer uygulama yani astarlama ve adeziv uygulama işlemleri bir araya getirilmiş olur (190,191).

Self adezivler hem hidrofilitik hem de hidrofobik bileşenlerin kompleks bir karışımı şeklindedir. Self adeziv sistemlerin smear tabakasını çözebilmek ve dentini demineralize edebilmek için su oranları yüksektir (192). Bileşenlerinin yüksek hidrofilitikliğe sahip olması, dentin ve adeziv katmanları arasında su difüzyonuna olanak sağlayan geçirgen bir yapı oluşmasını sağlar. Self adeziv sistemler suyu emdiğinde mekanik özelliklerinde azalma meydana gelir (193). İkinci bir kat uygulandığında hidrofobik rezin daha hidrofobik hale gelir, su geçişi engellenir. Bu durumun adeziv bağlantının bozulmasını önleyeceği bildirilmiştir (194,195).

Self adeziv sistemlerin kritik bileşeni asit fonksiyonlu metakrilat ve benzeri monomerlerdir. Diş dokularına etkin kimyasal bağlanma, poliasit matriks yapısı gerektirir. Hidrate olmuş substratlar, asidik monomerlerin iyonlaşmasını ve ardından dentin dokusu ve bazik siman arasında meydana gelen asit-baz nötralizasyon reaksiyonlarını kolaylaştırır (196).

Self adeziv simanlar, kompozitlere kıyasla bir miktar daha düşük doldurucu içeriğine sahiptir. Self adeziv rezin simanlar iki bileşen şeklindedir. Bileşenler elle karıştırılabilir. Ezerek toz haline getirilen kapsül formunda veya otomatik bir karıştırıcı içeren şırıngalı bir sistem şeklinde olabilir. Bileşenlerden biri BisGMA, BisGMA'nın üretan oligomerleri, UDMA, HEMA, gliserol dimetakrilat (GDMA), TEGDMA, trimetilopropan trimetakrilat (TMPTMA) gibi rezin malzemelerde kullanılan -mono, -di, -multi metakrilat monomerlerinden oluşur. Demineralizasyon için dentin yüzeyine adezyonu sağlamakta kullanılan asit fonksiyonlu monomerler, baskın olarak her iki karboksilik asit grubuna sahip 4-metakriloksietil trimelitik anhidrit (4-META) ve piromellitik gliserol dimetakrilat (PMGDM) gibi metakrilat monomerler veya 2-metakrililoksietil fenil hidrojen fosfat (Fenil-P), 10-metakriloksietil dihidrojen fosfat (MDP), bis (2-metakriloksietil) asit fosfat (BMP) ve dipentaeritritol pentaakrilat monofosfat (Penta-P) gibi fosforik asit gruplarıdır. Asidik monomer yapısının seçimi önemli bir kriterdir. Bazı asidik monomerler kalsiyum içerir. Kalsiyum ve nispeten hidrofobik MDP arasında sulu çözünmeyen bir tuz kompleksi oluşurken, 4-Met (4-[2-(metakriloksi)etoksikarbonil]fitalik asit) ve Fenil-P ise çözünmeye karşı daha sınırlı stabilizeye sahip bir kalsiyum kompleksi oluşturur (173,196-198). Asidik monomerler ve iyon sızdıran doldurucu maddeler arasında erken asit-baz etkileşimi olmaması için

self adeziv sistemlerin her iki bileşeni ayrılmalıdır. Ayrıca içerikteki tersiyer amin ışıkla polimerize olmaktadır ve izole edilmesi gerekir (198).

Self adezivlerdeki asidik monomerlerin konsantrasyonu, oluşan son polimerde aşırı hidrofiliği önlemek için düşük olacak şekilde dengelenmiş, ancak kendi kendine asitlemeyi elde etmek, dentin ve mine üzerine adezyonu sağlamak için yeterince yüksek olmalıdır. Aşırı hidrofilik karakter, boyutsal stabilitenin yanı sıra mekanik dayanıklılığı riske atabilir. Self adeziv simanlar karıştırıldığı gibi diş yüzeyinin ıslanmasını ve yüzeye adaptasyonu arttıran hidrofilik karakterdedir (198).

Geleneksel adezivler genellikle %35-55 hacim arasında bir konsantrasyonda HEMA içerirler. HEMA ıslatıcı bir madde olarak görev yapar ve monomerlerin yaklaşık 3-5 µm derinlikteki kollajen ağına dağılmasına yardımcı olur (199,200). Self adezivlerin bileşimindeki HEMA konsantrasyonunun yüksek olması, özellikle gecikmiş rezin polimerizasyonu sonrasında, suyun çekilmesi ve dentin üzerinde damlacıkların oluşması ile bağlanma dayanımını azaltabilir. Bu su, monomerlerin seyrelmesine ve polimerizasyon derecesinde azalmaya da katkıda bulunabilir (150,201).

4.6. Bağlantı Dayanıklılığı Ölçümü

Bağlanma dayanıklılığı testleri adeziv simanların etkinliğini incelemek için sık kullanılır. Bu testler bir diştten veya bir diş yüzeyinden örnekler hazırlanarak, örneklerin makaslama (shear), çekme (tensile) ve itme (push out) kuvvetlerine karşı dayanımını inceleyen testlerdir. Günümüzde en çok kabul gören laboratuvar test yöntemleri, bir diştten çok sayıda örnek hazırlayıp, sonuçların değerlendirildiği mikrotensile (μ TBS) ve mikroshear (μ SBS) test yöntemleridir (202,203).

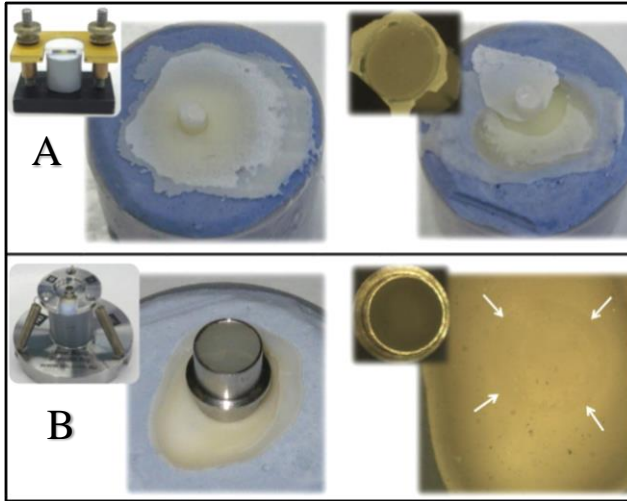
Bağlantı dayanıklılığı testinin ideal olması için, düşük teknik hassasiyet gerektirmesi ve kolaylıkla uygulanabilir olması gerekir. Tüm değişkenleri sabit tutarak belirli bir parametreyi ölçmeye olanak sağlaması, araştırılan materyalin veya parametrenin mevcut altın standart ile doğrudan karşılaştırılabilir olması ve birçok deney grubunu aynı anda test edebilir olması laboratuvar test yöntemlerinin avantajlarıdır (204).

Adezivlerin mine ve dentine bağlanma etkinliğini ölçmek için günümüzde farklı yöntemler kullanılabilir (205). Bağlanma kuvveti temel olarak bağlantı alanının

büyüklüğüne bağlı olarak bir makro veya mikro test düzeneği kullanılarak ölçülebilir. 3 mm²'den büyük bir bağlantı alanına sahip olan makro-bağ kuvveti, "kesme, makaslama", "çekme" veya "dışarı itme" protokolleri kullanılarak ölçülebilir (204). Mikro-bağ dayanıklılık testleri 3 mm²'den daha küçük alanlarda bağlantı dayanıklılığını ölçmektedir (206). Mikro testler yüksek kuvvet ile ara yüzde daha hassas ölçüm yapabilir (207).

4.6.1. Makro Makaslama (Macro-Shear) Bağlantı Testi

Bir makaslama bağlantı testinde, iki malzeme bir yapıştırıcı madde ile bağlanır ve kırılma oluşuncaya kadar kuvvet ile yüklenir. Yaygın olarak kullanılan makaslama bağlantı dayanımı ölçme tekniğinin (205); bağ mukavemeti ile ilgili bilimsel makalelerin %26'sında kullanıldığı rapor edilmiştir. Bu teknik adeziv prosedürlerin ardından numune işlenmesi gerekmediğinden en kolay ve en hızlı yöntemdir. Test protokolünü standardize etmek için Ultradent jig (Ultradent, Salt Lake City, UT, ABD) ve daha yeni olarak SDI donanım (Steel Door Institute) (SDI, Bayswater, Victoria, Avustralya) gibi spesifik jigler hazırlanmıştır (Resim 20) (204).



Resim 20: Makaslama bağlantı dayanımı testi için üretilen Ultradent jig (A) ve SDI donanımı (B) (204)

Ultradent jig, adezivin tümüyle kompozit silindirin bağlandığı tüm diş yüzeyine uygulanmasını içermektedir. Kırık numunede (A) görüldüğü gibi, makaslama kuvveti, numunenin, kompozit silindirin bağlandığı alandan çok daha geniş bir alandan ayrılmasına neden olmuştur. SDI donanımı, çok daha iyi bir şekilde hem adezivin hem de kompozitin belirli bir alana (B) uygulanmasını sağlamaktadır (204).

Bu tür standardizasyon girişimlerine rağmen, bağlantı dayanıklılığı testinde yer alan faktörlerin meta analizi dentin (dişlerin doğal yapısı), kompozit ve bağlanma alanı (kompozitin sertliği), bağ gruplarının saklama koşulları (termal siklus), test dizaynı (çaprazlama hızı) gibi çeşitli parametrelerin sonuçta etkili olduğunu ortaya koymuştur (208). Diğer bir değişkenlik kaynağı, makaslama kuvvetini uygulamak için kullanılan tel ilmek, makas, bıçak ağzı gibi farklı konfigürasyonların kullanılmasıdır (209). Makaslama bağlantı dayanımı testi, bağlanma etkinliğinde yeni adeziv formülasyonları taramak için popüler bir test olarak kullanılmaya devam etmektedir (204,210,211).

4.6.2. Makro Çekme (Macro-Tensile) Bağlantı Testi

Makro-çekme dayanımı yaklaşımı daha az popüler olmakla birlikte, simanların seramik ve metal alaşımları gibi sert malzemelere bağlanma mukavemetini ölçmek için kullanılabilir bir test yöntemidir (212,213). Bu test uygulamasında örneğin her iki tarafından kuvvet uygulanmaktadır. Örnek, aktif veya pasif kavrama yöntemleri ile tutulabilir. Aktif kavrama yönteminde, yapıştırıcı veya kelepçe gibi kavrama aparatı örneğin mekanik olarak tutturulmasını sağlarken; pasif kavrama yönteminde örnek, yapıştırıcı veya mekanik kavrama olmadan bir test cihazına yerleştirilir (202,214). Çekme testinde gerilmeler, ara yüz boyunca makaslama göre çok daha homojendir. Bu nedenle, maksimum ana gerilme değerleri, sembolik kuvvete çok daha yakındır (215,216).

4.6.3. Makro İtme (Push-out (PO)) Bağlantı Testi

Özellikle adeziv-dentin bağlantısının yorulma direncini dinamik olarak test etmek için kullanılan bir yaklaşımdır. Daha fazla zaman alan ve daha zahmetli örnek hazırlığı gerektiren bir metodolojidir. Bu yöntem özellikle kök kanallarına post tutulumunu test

etmek için çok yararlıdır (217,218). Bu yöntemde, kuvvet test makinesine monte edilen bir piston aracılığıyla uygulanır. Piston, kök kanal duvarına dokunmadan test malzemesinin neredeyse tamamını kapsamalıdır (219).

4.6.4. Mikro Çekme (Micro-tensile (μ TBS)) Bağlantı Testi

Mikro çekme bağlantı dayanımı testi (μ TBS) Sano ve arkadaşları tarafından 1994 yılında geliştirilmiştir (206). Test edilen bağ alanı makro testlere kıyasla daha küçük ve yaklaşık 1 mm² civarındadır. Bağlama işleminden sonra, bazı örnek işleme veya mikro-örneklerin hazırlanması gerekmektedir. Bu da testin daha zahmetli fakat teknik açıdan duyarlı olmasını sağlar. Mikro test yöntemi ile bir malzemedan çoklu örnekler oluşturulup daha ekonomik kullanım sağlanır. Merkez dentine karşılık periferik dentin gibi bölgesel farklılıklar daha iyi kontrol edilir, diş substratında veya kompozitte koheziv bozulmalardan korunmuş olur ve ara yüze daha iyi dağılan stres test edilebilir (206,220). Bu durum, μ TBS testini çok yönlü hale getirir, çünkü tek bir diştan elde edilen çoklu örnekler daha fazla sayıda çalışma ortamı ve daha kontrollü substrat değişkenleri sağlar. Düzensiz yüzeyleri ve çok küçük alanları test edebilir ve başarısız bağlantının mikroskobik incelemesini kolaylaştırır. Dezavantajları ise; zahmetli olması, teknik hassasiyet gerektirmesi, küçük numunelerin dehidratasyon potansiyeli, 5 MPa'dan düşük bağlanma dayanımlarının ölçülmesindeki güçlük, tutarlı geometriye sahip örneklerin üretilmesindeki zorluklar, örneklerin kolay zarar görmesi ve kırılma sonrası parçaların kaybı veya kırılmasıdır (219,221).

4.6.5. Mikro Makaslama (Micro-Shear (μ SBS)) Bağlantı Testi

Tek bir diştan olabildiğince çok örnek üretmek için, mikro makaslama bağ dayanımı testi (μ SBS) tanıtılmıştır (222,223). Bu test, manipülasyon kolaylığı ile diş başına birkaç örneği test etme yeteneğini birleştirir (204). Adeziv sistemlerin etkili bir şekilde taranmasına, çeşitli alt tabakaların bölgesel ve derin profillerini çıkarmaya, dişlerin korunmasına izin verir (207). Mikro makaslama deneyleri, μ TBS testi örnek hazırlama ve test koşullarına özellikle duyarlı olan cam iyonomerler ve mine gibi özelliklere sahip substratlar için son derece faydalı bir testtir (202).

4.6.6. Mikro İtme (Micro-push out (μ PO)) Bağlantı Testi

Mikro-itme testi, örnek kalınlığının 1 mm²'ye eşit veya daha az olduğu itme testinin modifikasyonudur. Mikro-çekme bağlanma dayanımı test yöntemi, yüksek oranda erken bağlanma hataları ve test sonuçlarındaki büyük değişiklik nedeniyle, kanal içi dolgu maddeleri ile kullanım için uygun değildir (224). Mikro-itme testi, fiber postların bağlanma dayanıklılığını ölçerken mikro-çekme tekniğinden daha güvenilirdir (217,207).

4.7. Yüzey Analizi Yöntemleri

4.7.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), küçük bir alana odaklanmış yüksek enerjili elektronlarla alanın taranması mekanizmasıyla çalışır. SEM, yüksek çözünürlükte görüntü elde etmek için, vakumlu bir ortamda üretilen elektron demetinin elektromanyetik lensler ile inceltilmesiyle malzemeyi analiz eder. SEM analizinde hızlandırılmış elektronlar örnek üzerine odaklanır. Elektronlar ve örnek arasındaki etkileşim algılayıcı tarafından toplanıp sinyal güçlendiriciden geçerek katot ışınları tüpünün ekranına yansıtılır. Yüzey görüntüsü elde edilmiş olur (225).

Sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü örnek SEM analizi ile incelenebilir. Örneklerin iletken olmasına gerek yoktur. İletken olmayan örneklerin incelenebilmesi için, örnekler ince bir iletken malzemeyle kaplanır. Sıvı içeren örnekler kritik nokta kurutucu kullanılarak kurutulmalıdır. Sıvı mikroskop yapısını bozabilir. Örneklerin incelenmesi için vakumlanması gerekir. Bu süre yaklaşık 30 dakikadır (226).

4.7.2. Enerji Dağılımlı X Işını Analizi (EDX)

Enerji dağılımlı X ışını analizi, örneklerin içeriğindeki kimyasal elementlerin lokal tayini için SEM analizi ile birlikte kullanılan mikro-analitik bir tekniktir (227,228). EDX yöntemiyle küçük materyallerin kimyasal bileşimi, malzemenin yukarıdan odaklanmış bir elektron ışınıyla aydınlatıldığı vakum odasına yerleştirilmesiyle ölçülür. Yüzeyi bombalayan elektronlar malzemenin içine dağılır ve ikincil elektronları sabit yörüngelerinden çıkararak örnek içindeki atomları iyonize edebilir. Yörüngede ortaya

çıkan boşluklar, atomun dış yörüngelerinden elektron akışıyla doldurulur. İyonize atomlar, incelenen malzemenin kimyasal elementlerinin karakteristiğine göre farklı X ışını yayar. X ışını emisyonundan elde edilen fotonlar bir dedektör yardımıyla toplanır. Örnek içinde mevcut elementin atomları tarafından belirli bir zaman aralığında yayılan karakteristik X ışınlarının yoğunluğu, elementin örnek içindeki konsantrasyonu ile orantılıdır. İçerikteki tüm elementlere ait veriler özel bir yazılım sistemine sahip bilgisayara aktarılır ve örneğin kimyasal içeriği incelenebilir (229).

4.8. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Bağlantı dayanımının değerlendirilmesinde, klinik çalışmalarda ağız içi ortamı ve değişiklikleri yansıtmak amacıyla çeşitli yapay yaşlandırma işlemi yapılabilir. Bu amaçla suda bekletme veya termal döngü işlemleri uygulanabilir. Örnekler 24 saat, 7 gün veya 30 gün süreyle 37°C'lik suda bekletilebilir. Ağız içerisindeki in vivo koşulları yansıtabilmek için su yerine yapay tükürük kullanılabilir (230).

Termal yaşlandırma işlemi de restoratif materyallerin yaşlandırılmasında yaygın olarak kullanılan yöntemlerden birisidir. Farklı sıcaklıklardaki su banyolarının tekrarlayan periyotlar halinde materyallere uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Uzun dönem bağlantı dayanıklılığını değerlendirmek için farklı döngü sayıları uygulanabilir. Galea ve Darwell, 1 yıllık klinik kullanım koşullarını yansıtmak için 10000 termal döngü sayısının uygun olduğunu bildirmişlerdir (230).

5. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği, Rize Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği ve Ankara Esetron Smart Robotechnologies merkezlerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın yürütülmesinde etik kurul onayı alınmıştır (Etik kurul dosya no:2018/043, 20/03/2018). Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje no:7636).

Bu çalışmanın amacı, üç farklı CAD-CAM seramik materyalinin dentine bağlantı dayanımına farklı siman sistemleri ve termal yaşlandırma işlemlerinin etkisini incelemektir.

Çalışmada kullanılan materyaller, içerikleri ve üretici firmalar Tablo 3'te açıklanmıştır.

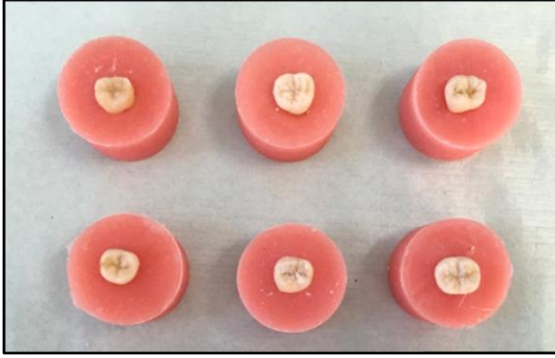
Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Materyal adı	Üretici	Materyal içeriği
Vita Suprinity	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany	Lityum silikat içerikli zirkonya
Vita Enamic	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany	Polimer infiltre feldspatik seramik ağ, ağırlığın %86'sı seramik
GC Cerasmart	GC Dental Products, Tokyo, Japan	Ağırlıkça %71 kompozit rezin materyal, ek olarak silika ve baryum cam nanopartiküller
Scotchbond Universal Etchant	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Ağırlıkça %30-40 fosforik asit, su ve vinil alkol
Single Bond Universal Adhesive	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	MDP fosfat monomer, dimetakrilat rezin, HEMA, Vitrebond kopolimer, doldurucu, etanol, su, başlatıcı, silan
Vita Adiva Cera-Etch	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany	% 5 hidroflorik asit
Ultradent Porcelain Silane	Ultradent Products, South Jordan, United States	Silan
Rely X Ultimate Clicker	3M ESPE, Seefeld, Germany	Base: Metakrilat monomerler, radyoopak silanlanmış doldurucular, başlatıcı komponentler, stabilizatör, katkı maddeleri Katalizör: Metakrilat monomerler, radyoopak alkalin doldurucular, stabilizatör, pigmentler, katkı maddeleri, floresans boya, aktivatör
Rely X U200 Automix	3M ESPE, Seefeld, Germany	Base: Fosforik asit grubu içeren metakrilat monomer, metakrilat monomerler, silanlanmış doldurucular, başlatıcı komponentler, stabilizatörler, katkı maddeleri Katalizör: Metakrilat monomerler, alkalin doldurucular, silanlanmış doldurucular, başlatıcı komponentler, stabilizatör, pigmentler, katkı maddeleri

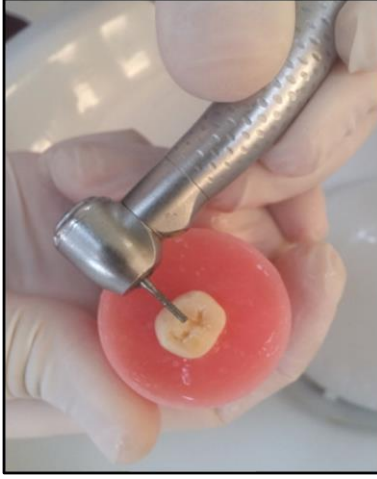
5.1. Örneklerin Hazırlanması

5.1.1. Dişlerin Hazırlanması

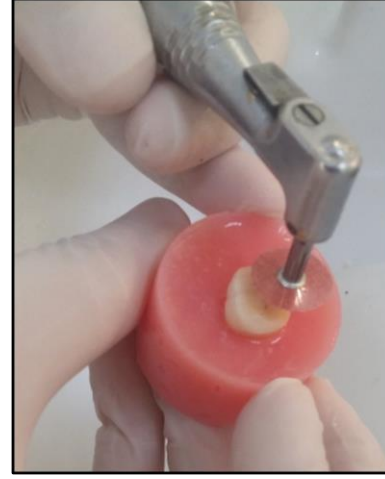
Çalışmada, son 6 ay içerisinde periodontal nedenlerden dolayı çekilmiş, çürük lezyonu ve restorasyonu olmayan, yeterli kron boyuna sahip benzer büyüklükteki 63 adet molar diş kullanıldı. Çekilmiş dişler periodontal küretler yardımıyla debris ve yumuşak doku kalıntılarından temizlendi. Molar dişler +4 °C %0.1'lik timol solüsyonunda 1 hafta bekletildi. Test edilinceye kadar ise oda sıcaklığındaki salin solüsyonu içerisinde saklandı. Solüsyon her hafta düzenli olarak değiştirildi. Dişler test cihazına uygun olması için üretilmiş plastik silindirlerden yararlanıp soğuk akrilik (Imicyrl, Konya, Türkiye) içerisine kole seviyesine kadar gömüldü (Resim 21). Dişlerin okluzal yüzeyinden 2.5 mm olacak şekilde, tek bir uygulayıcı tarafından manuel olarak su soğutması altında ve elmas frezle kesim yapıldı (Resim 22). Açığa çıkan dentin yüzeyinde 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik diskler kullanılarak standart okluzal dentin yüzeyi elde edildi (Resim 23). Dişler rastgele üç gruba ayrıldı.



Resim 21: Kole seviyesine kadar soğuk akrilik içerisine gömülmüş dişler



Resim 22: Dişlerin okluzal yüzeyinin elmas frezle su soğutması altında kesilmesi



Resim 23: Dentin yüzeylerinin diskler yardımıyla polisajlanması

5.1.2. Seramiklerin Hazırlanması

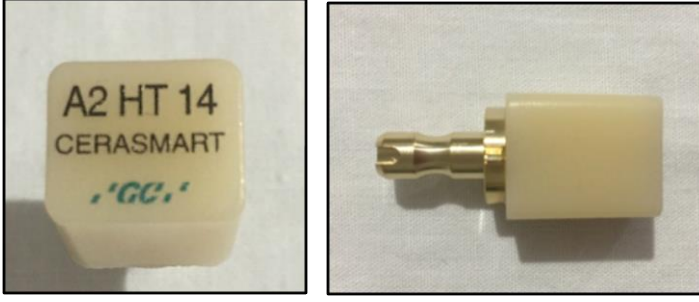
Çalışmada kullanılan CAD-CAM bloklar; zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), polimer infiltre hibrit seramik (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve rezin içerikli nanoseramik (GC Cerasmart, GC Dental Products, Tokyo, Japan) Resim 24,25, 26 ve 27’de görülmektedir.



Resim 24: Vita Suprinity blok



Resim 25: Vita Enamic blok



Resim 26 ve 27: Cerasmart blok

Her bloktan 21 adet dörtgen örnek, kesim cihazı (ISOMET 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) kullanılarak 2,5 mm kalınlığında olacak şekilde elde edildi (Resim 28). Blokların kalınlıkları universal test makinesinde mevcut milimetrik cetvel yardımıyla kontrol edildi.

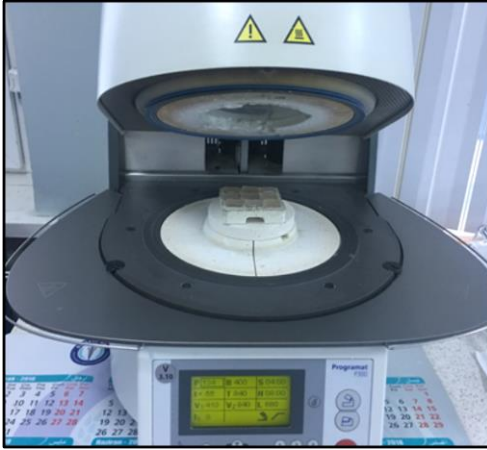


Resim 28: Isomet kesim cihazı ile blokların kesilmesi

Vita Suprinity örnekler kullanıcı talimatları göz önüne alınarak 680°C derecede 55 dakika süreyle Programat (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) firmında kristalize edildi (Resim 29,30).

B [°C]	S [min.]	t [°C/min.]	T [°C]	H [min.]	Vac. 1 [°C]/ Vac. 2 [°C]	L [°C]	tL *
400	4.00	55	840	8.00	410 / 839	680	0

Resim 29: Programat ile Vita Suprinity örneklerin kristalizasyon prosedürleri (128)



Resim 30: Vita Suprinity örneklerin kullanıcı talimatlarına göre kristalize edilmesi

5.1.2.1. Vita Suprinity (VS) Grubuna Ait Örneklerin Simantasyonu

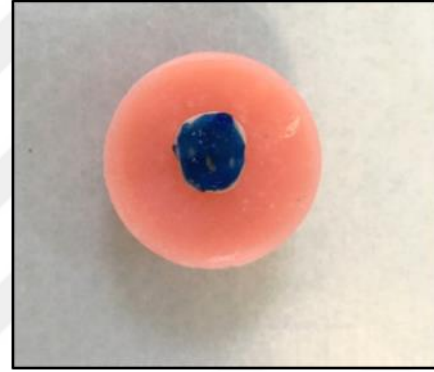
21 adet diş kendi içinde 3 eşit gruba ayrıldı. Total-etch (TE), self-etch (SE), self-adeziv (SA) sistemler kullanılarak Vita Suprinity örnekler dişler üzerine simante edildi.

- VS-TE Grubu Simantasyon Prosedürleri

Dentin yüzeyleri %37'lik fosforik asit Scotchbond Universal Etchant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ile 15 sn boyunca asitlendi (Resim 31, 32).



Resim 31: Scotchbond Universal Etchant

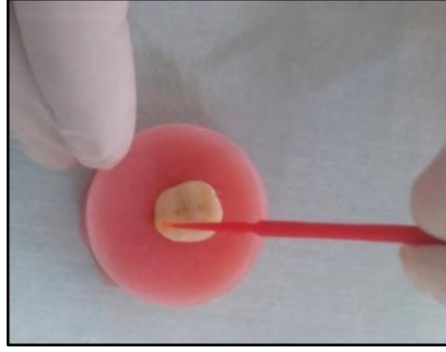


Resim 32: Dentin yüzeyinin asitlenmesi

Yüzeyler en az asitleme yapılan süre kadar yıkandı; hafifçe kurutuldu. Ardından Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), dentin yüzeylerine aplikatör ile 30 sn uygulanarak 5 sn hafifçe kurutuldu (Resim 33,34). 60 sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerize edildi.



Resim 33: Single Bond
Universal Adhesive

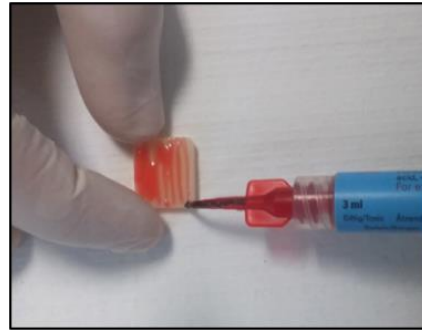


Resim 34: Dentin yüzeylerine
bond uygulanması

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 20 sn boyunca asitlendi (Resim 35,36). Kuvvetli şekilde su altında durulandı, %98'lik alkol ile 1-3 dk boyunca temizlendi ve kurutuldu.



Resim 35: Vita Adiva Cera-Etch



Resim 36: Seramik yüzeylerine
hidroflorik asit uygulanması

Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi (Resim 37,38).



Resim 37: Ultradent Porcelain Silane



Resim 38: Seramik yüzeylerine silan uygulanması

Rely X Ultimate Clicker (3M ESPE, Seefeld, Germany) adeziv siman (Resim 39) karıştırılarak, seramik yüzeyler üzerine ağız spatülü yardımıyla sürüldü. Seramik örnekler dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn boyunca gücü 1000 mW/cm^2 olan LED (Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı (Resim 40).



Resim 39: Rely X Ultimate Clicker



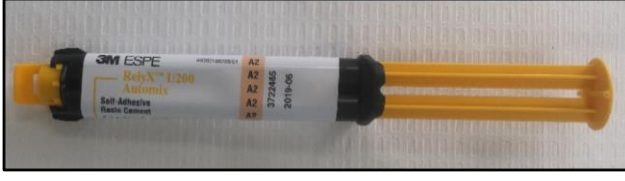
Resim 40: LED ışık kaynağı ile polimerizasyon

- VS-SE grubu simantasyon prosedürleri

Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) dentin yüzeylerine aplikatör ile 30 sn uygulanarak 5 sn hafifçe kurutuldu. 60 sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 20 sn boyunca asitlendi, kuvvetli şekilde su altında durulandı ve kurutuldu. %98'lik alkol ile 1-3 dk boyunca temizlendi ve kurutuldu. Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi. Rely X Ultimate Clicker (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) adeziv siman karıştırılıp seramik yüzeyler üzerine ağız spatülü yardımıyla sürüldü. Seramik örnekler dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı.

- VS-SA grubu simantasyon prosedürleri

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 20 sn boyunca asitlendi, kuvvetli şekilde su altında durulandı ve kurutuldu. Yüzeyler %98'lik alkol ile 1-3 dk boyunca temizlendi. Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi. Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik yüzeylerine Rely X U200 Automix (3M ESPE, Seefeld, Germany) (Resim 41) adeziv siman ağız spatülü yardımıyla sürüldü ve örnekler dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı.



Resim 41: Rely X U200 Automix

5.1.2.2. Vita Enamic (VE) Grubuna Ait Örneklerin Simantasyonu

21 adet diş kendi içinde 3 eşit gruba ayrıldı. Total-etch (TE), self-etch (SE), self-adeziv (SA) sistemler kullanılarak Vita Enamic örnekler dişler üzerine simante edildi.

- VE-TE grubu simantasyon prosedürleri

Dentin yüzeyleri %37'lik fosforik asit Scotchbond Universal Etchant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ile 15 sn boyunca asitlendi. Yüzeyler en az asitleme yapılan süre boyunca yıkandı; hafifçe kurutuldu. Ardından Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), aplikatör ile dentin yüzeylerine 30 sn sürülerek uygulanıp, hava su spreyi ile 5 sn hafifçe kurutuldu. Ardından 60 sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik yüzeyleri alkolle temizlendikten sonra, %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 60 sn boyunca asitlendi, kuvvetli şekilde su altında 60 sn durulandı ve 20 sn kurutuldu. Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi. Ardından Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), seramik yüzeylerine aplikatör ile uygulandı. Rely X Ultimate Clicker adeziv (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) siman karıştırılıp seramik yüzeyler üzerine ağız spatülü yardımıyla sürüldü ve örnekler dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı.

- VE-SE grubu simantasyon prosedürleri

Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) dentin yüzeylerine sürülerek 30 sn uygulanıp, hava su spreyi ile 5 sn hafifçe kurutuldu. Ardından 60 sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik yüzeyleri alkolle temizlendikten sonra, %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 60 sn boyunca asitlendi, kuvvetli şekilde su altında 60 sn durulandı ve 20 sn kurutuldu. Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi. Ardından Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) seramik yüzeylerine aplikatör ile uygulandı. Rely X Ultimate Clicker (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) adeziv siman karıştırılıp seramik yüzeyler üzerine ağız spatülü yardımıyla sürülerek, dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı.

- VE-SA grubu simantasyon prosedürleri

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik yüzeyleri alkolle kurutulduktan sonra %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 60 sn boyunca asitlendi, kuvvetli şekilde su altında 60 sn durulandı ve 20 sn kurutuldu. Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi. Ardından Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) seramik yüzeylerine aplikatör ile uygulandı. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik yüzeylerine Rely X U200 Automix (3M ESPE, Seefeld, Germany) adeziv siman ağız spatülü yardımıyla sürülerek, dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn

boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı.

5.1.2.3. GC Cerasmart (GC) Grubuna Ait Örneklerin Simantasyonu

21 adet diş kendi içinde 3 eşit gruba ayrıldı. Total-etch (TE), self-etch (SE), self-adeziv (SA) sistemler kullanılarak Cerasmart örnekler dişler üzerine simante edildi.

- GC-TE grubu simantasyon prosedürleri

Dentin yüzeyleri %37'lik fosforik asit Scotchbond Universal Etchant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ile 15 sn boyunca asitlendi. Yüzeyler en az asitleme yapılan süre boyunca yıkandı; hafifçe kurutuldu. Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) aplikatör ile dentin yüzeylerine 30 sn sürülerek uygulanıp, hava su spreyi ile 5 sn hafifçe kurutuldu. Ardından 60 sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Cerasmart (GC Dental Products, Tokyo, Japan) seramik yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 60 sn boyunca asitlendi, durulandı ve kurutuldu. Seramik yüzeyleri alkol ile temizlendi. Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi. Rely X Ultimate Clicker (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) adeziv siman karıştırılıp seramik yüzeyler üzerine ağız spatülü yardımıyla sürüldü ve örnekler dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı.

- GC-SE grubu simantasyon prosedürleri

Aplikatör ile Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) dentin yüzeylerine sürülerek 30 sn uygulanıp, hava su spreyi ile 5 sn hafifçe kurutuldu.

Ardından 60 sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Cerasmart seramik yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 60 sn boyunca asitlendi, durulandı ve kurutuldu. Seramik yüzeyleri alkol ile temizlendi. Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi. Rely X Ultimate Clicker (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) adeziv siman karıştırılıp seramik yüzeyler üzerine ağız spatülü yardımıyla sürüldü. Seramik örnekler dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı.

- GC-SA grubu simantasyon prosedürleri

Cerasmart (GC Dental Products, Tokyo, Japan) seramik yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit jel Vita Adiva Cera-Etch (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik asidi ile 60 sn boyunca asitlendi, durulandı ve kurutuldu. Seramik yüzeyleri alkol ile temizlendi. Ultradent Porcelain Silane (Ultradent Products, South Jordan, United States) seramik yüzeylerine 60 sn boyunca uygulandı ve kuruması beklendi. Seramik yüzeylerine Rely X U200 Automix (3M ESPE, Seefeld, Germany) adeziv siman ağız spatülü yardımıyla sürülerek, dentin yüzeylerine yerleştirildi. Her bir örneğin yapıştırılması sırasında aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Mesial, distal, bukkal, palatinal ve okluzal olmak üzere 40'ar sn boyunca gücü 1000 mW/cm² olan light-emitting diode (LED, Woodpecker, Guilin, Guangxi, China) ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlandı.

Hazırlanan 63 adet örnek polimerizasyon işleminin tamamlanması için 24 saat distile su içerisinde oda sıcaklığında bekletildi. Ardından örnekler aynı kullanıcı tarafından turlu alet yardımıyla, su soğutması altında elmas separe yardımıyla dikey olarak iki eşit parçaya bölündü (Resim 42).



Resim 42: Dikey olarak iki eşit parçaya bölünmüş örnekler

5.2. Termal Yaşlandırma İşlemi

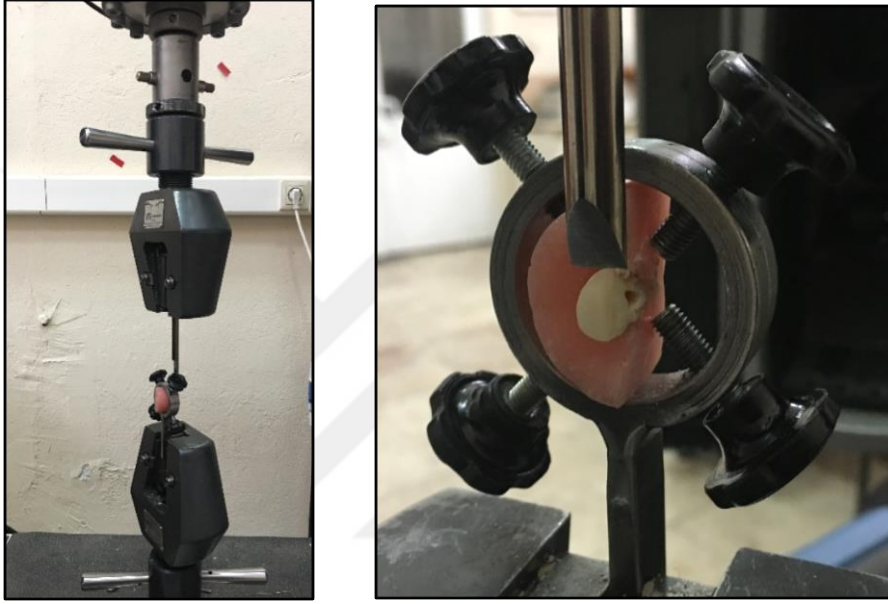
Termal yaşlandırma uygulanacak örneklere; 5-55 °C su banyosunda 5000 devir boyunca distile su içerisinde 30 sn'lik bir bekleme süresi ve 5 sn'lik transfer süresi ile termal yaşlandırma işlemi yapıldı (Mod Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara) (Resim 43,44). 5000 devirlik termal yaşlandırma prosedürü yaklaşık olarak altı aylık klinik kullanımı yansıtmaktadır (230).



Resim 43 ve 44: Örneklerin termal yaşlandırma uygulanması

5.3. Örneklere Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi Uygulanması

Bütün örnekler dentin ve seramik yüzeyleri arasındaki bağlantı kuvvetini ölçmek amacıyla uygulanan makaslama bağlantı dayanımı testi için kurutuldu. Örnekler universal test makinesine yerleştirildi (Model 3343, Instron Corporation, Norwood, MA, ABD) (Resim 45,46).



Resim 45 ve 46: Örneklerin Instron cihazına yerleştirilmesi

Örneklerin yerleştirilmesi sırasında kuvvet uygulayacak kesici ucun diş ve seramik ara yüzeyi ile örtüşecek şekilde hizalanmasına dikkat edildi. Örnekler 0.5 mm/dk'lık hız ile kuvvet uygulandı. Seramiği yüzeyden ayıran maksimum kuvvet Instron cihazı tarafından Newton olarak kaydedildi. Termal yaşlandırma uygulanmış örnekler de yaşlandırma sonrası aynı prosedürlere dikkat ederek makaslama bağlantı dayanımı testi uygulandı. Ardından yarım daire şeklindeki seramik yüzeylerin yüzey alanı mm² olarak ölçüldü. Newton (N) cinsindeki tüm değerler ölçülen yüzey alanlarına bölünerek seramiği diş yüzeyinden ayıran kuvvetlerin Megapascal (MPa) cinsinden karşılığı hesaplandı.

Makaslama Bağlantı Dayanımı (MPa) = Kırılma Kuvveti (N) / Bağlantı Alanı (mm²)

5.4. Kırık Yüzeylerin SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) ve EDX (Enerji Dağılımlı X Işını) ile Analizi

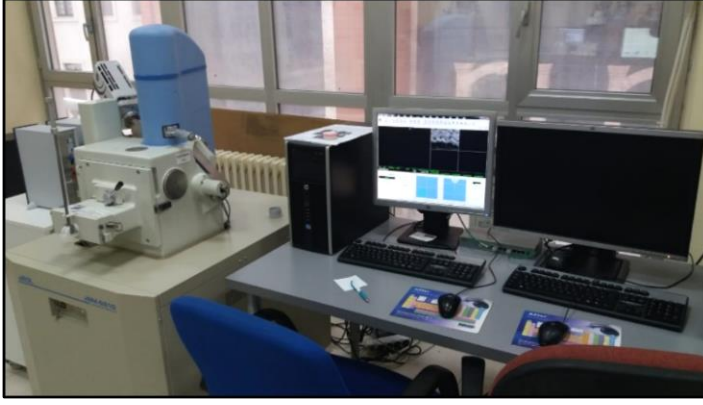
Yüzey incelemesi için her gruptan rastgele temsili birer örnek seçildi (Resim 47). Örneklerin iletkenliğini sağlamak için yüzeyler kaplama cihazı kullanılarak (Quorum SC7620 Sputter Coater, Quorum Technologies, United Kingdom), yaklaşık 150 sn boyunca argon gazı ortamında %99 saflıkta altın ile kaplandı (Resim 48). Taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JEOL, JSM-6610, Akishima, Tokyo, Japonya) kullanılarak kırık seramik yüzeylerin morfolojisi, 20 kilovolt hızlandırma voltajı altında $\times 3000$ büyütmede kaydedildi. Kullanılan malzemelerin kompozisyon analizi ve elementel haritalama SEM cihazına bağımlı X-ışını spektroskopisi (EDX) (Oxford Instruments Inca X-Act,51-ADD0013, Abingdon, Birleşik Krallık) ile incelendi (Resim 49).



Resim 47: Yüzey incelemesi için hazırlanan örnekler



Resim 48: Yüzey kaplama cihazı



Resim 49: SEM ve EDX cihazı

5.5. İstatistiksel Değerlendirme

Makaslama bağlantı dayanımı testine ait verilerin istatistiksel değerlendirilmeleri SPSS (Statistical Package for the Social Sciences), Windows 11.5 (SPSS Inc., Chicago IL, United States) paket programında yapıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Normal dağılıma uygun bulunan veriler üç yönlü varyans analizi (ANOVA) ile incelendi. İstatistiksel olarak farklılık gösteren gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için, gruplar arası çoklu karşılaştırmalarda Fishers LSD (Fishers Least Significant Difference) testi kullanıldı. Tüm karşılaştırmalar %95 güven aralığında değerlendirildi ($p < 0,05$).

6. BULGULAR

CAD-CAM blokların farklı simanlar ile simantasyonu ve termal yaşlandırma işleminin bağlantıya etkisini incelemek amacıyla uygulanan makaslama bağlantı dayanımı testi sonuçları ile kırık yüzeylerin analizi SEM ve EDX sonuçları üç ayrı bölümde değerlendirildi.

6.1. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testine Ait Bulgular

Makaslama bağlantı dayanımı testine ait verilerin üç yönlü varyans analizi sonuçlarına göre, seramik materyalleri ve siman sistemleri arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar görülmüştür ($p<0,05$).

Makaslama bağlantı dayanımı testine ait ortalama değerler ve standart sapmaları Tablo 4'te belirtildi.

Tablo 4: Makaslama dayanım testine ait ortalama değerler ve standart sapmalar (MPa)

		Vita Suprinity	Vita Enamic	Cerasmart
Termal Yaşlandırma Öncesi	Total Etch	10,90±0,34 ^{A a}	7,14±0,12 ^{B a}	8,05±0,26 ^{C a}
	Self Etch	7,47±0,46 ^{A b}	8,54±0,31 ^{B b}	9,89±0,32 ^{C b}
	Self Adeziv	10,27±0,54 ^{A c}	7,14±0,45 ^{B a}	7,48±0,32 ^{B c}
Termal Yaşlandırma Sonrası	Total Etch	8,34±0,30 ^{A a}	4,59±0,41 ^{B a}	6,29±0,33 ^{C a}
	Self Etch	5,48±0,35 ^{A b}	6,37±0,33 ^{B b}	7,57±0,37 ^{C b}
	Self Adeziv	8,46±0,33 ^{A a}	4,69±0,21 ^{B a}	5,62±0,29 ^{C c}

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplarda, aynı sütundaki farklı küçük harfler anlamlı farklılıkları ifade etmektedir, aynı satırdaki farklı büyük harfler de anlamlı farklılıkları ifade etmektedir ($p<0,05$).

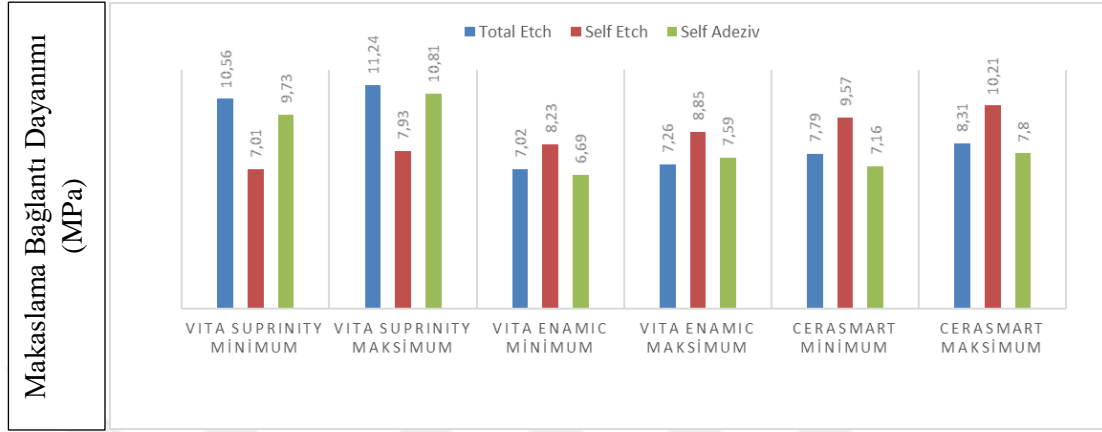
En yüksek ortalama bağlantı değeri termal yaşlandırma yapılmayan VS-TE grubunda görülürken ($10,90 \pm 0,34$ MPa), en düşük ortalama bağlantı değeri termal yaşlandırma yapılan VE-TE grubunda ($6,37 \pm 0,33$ MPa) görüldü.

Termal yaşlandırma yapılmayan örnekler için en yüksek ortalama bağlantı değeri VS-TE ($10,90 \pm 0,34$ MPa) grubunda, en düşük ortalama bağlantı değeri VE-TE ($7,14 \pm 0,12$ MPa) ve VE-SA ($7,14 \pm 0,45$ MPa) gruplarında görüldü.

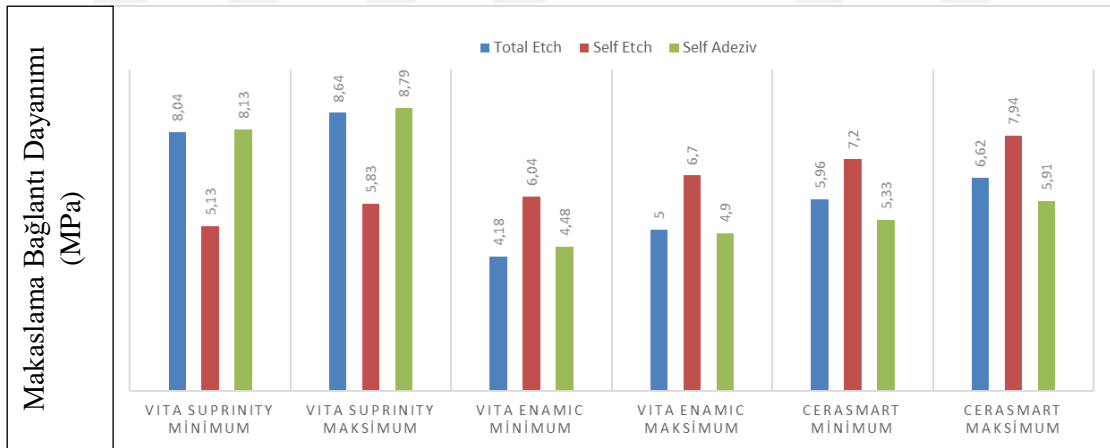
Termal yaşlandırma yapılan örnekler için en yüksek ortalama bağlantı değeri VS-SA grubunda ($8,46 \pm 0,33$ MPa), en düşük ortalama bağlantı değeri VE-TE ($4,59 \pm 0,41$ MPa) grubunda görüldü.



Bütün grupların en düşük ve en yüksek bağlantı dayanım değerleri Şekil 1 ve 2’de görülmektedir.



Şekil 1: Termal yaşlandırma uygulanmamış örneklerin, makaslama dayanım testi sonrası maksimum ve minimum bağlantı değerleri (MPa)



Şekil 2: Termal yaşlandırma uygulanmış örneklerin, makaslama dayanım testi sonrası maksimum ve minimum bağlantı değerleri (MPa)

Üç yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 5’te belirtildi.

Tablo 5: Üç yönlü varyans analizi sonuçları

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	384,745(a)	17	22,632	187,853	,000**
Intercept	7015,832	1	7015,832	58233,668	,000**
Seramik	90,494	2	45,247	375,563	,000**
Simantasyon	2,136	2	1,068	8,865	,000**
Termal Yaşlandırma	147,680	1	147,680	1225,792	,000**
Seramik X Simantasyon	141,578	4	35,394	293,786	,000**
Seramik X Termal Yaşlandırma	,898	2	,449	3,729	,027*
Simantasyon X Termal Yaşlandırma	,331	2	,165	1,373	,258
Seramik X Simantasyon X Termal Yaşlandırma	1,628	4	,407	3,377	,012*
Error	13,012	108	,120		
Total	7413,588	126			
Corrected Total	397,756	125			

a R Squared = ,967 (Adjusted R Squared = ,962) * p < 0,05 ** p < 0,001

Üç yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; CAD-CAM seramikler, siman çeşitleri ve termal yaşlandırma uygulamaları tek başlarına anlamlı farklılık gösterdi ($p < 0,001$). Seramik ve simanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı etkileşim görüldü ($p < 0,001$).

Seramik \times termal yaşlandırma uygulaması; seramik \times simanlar \times termal yaşlandırma grupları arasında da anlamlı etkileşim bulundu ($p < 0,05$).

Simanlar \times termal yaşlandırma uygulaması grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı etkileşim bulunmadı ($p > 0,05$).

Gruplar arası çoklu karşılaştırmalar Tablo 6,7 ve 8'de görülmektedir.



Tablo 6: Seramiklerin farklı siman sistemlerine göre gruplar arası karşılaştırması

Seramik	Termal Yaşlandırma	(I)Simantasyon	(J)Simantasyon	Ortalama Fark (I-J)	Standart sapma	Sig. (a)
Suprinity	Yok	Total Etch	Self Etch	3,433(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	,631(*)	,186	,001**
Suprinity	Yok	Self Etch	Total Etch	-3,433(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	-2,801(*)	,186	,000*
Suprinity	Yok	Self Adeziv	Total Etch	-,631(*)	,186	,001**
			Self Etch	2,801(*)	,186	,000*
Suprinity	Var	Total Etch	Self Etch	2,856(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	-,120	,186	,519
Suprinity	Var	Self Etch	Total Etch	-2,856(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	-2,976(*)	,186	,000*
Suprinity	Var	Self Adeziv	Total Etch	,120	,186	,519
			Self Etch	2,976(*)	,186	,000*
Enamic	Yok	Total Etch	Self Etch	-1,403(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	-,001	,186	,994
Enamic	Yok	Self Etch	Total Etch	1,403(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	1,401(*)	,186	,000*
Enamic	Yok	Self Adeziv	Total Etch	,001	,186	,994
			Self Etch	-1,401(*)	,186	,000*
Enamic	Var	Total Etch	Self Etch	-1,774(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	-,103	,186	,580
Enamic	Var	Self Etch	Total Etch	1,774(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	1,671(*)	,186	,000*
Enamic	Var	Self Adeziv	Total Etch	,103	,186	,580
			Self Etch	-1,671(*)	,186	,000*
Cerasmart	Yok	Total Etch	Self Etch	-1,844(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	,570	,186	,003**
Cerasmart	Yok	Self Etch	Total Etch	1,844(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	2,414(*)	,186	,000*
Cerasmart	Yok	Self Adeziv	Total Etch	-,570(*)	,186	,003**
			Self Etch	-2,414(*)	,186	,000*
Cerasmart	Var	Total Etch	Self Etch	-1,287(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	,670(*)	,186	,000*
Cerasmart	Var	Self Etch	Total Etch	1,287(*)	,186	,000*
			Self Adeziv	1,957(*)	,186	,000*
Cerasmart	Var	Self Adeziv	Total Etch	-,670(*)	,186	,000*
			Self Etch	-1,957(*)	,186	,000*

* p<0,001 ** p<0,01

VS grubuna termal yaşlandırma uygulanmayan örneklerde, TE ve SE, SE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim görüldü ($p<0,001$), TE ve SA siman sistemleri arasında da anlamlı etkileşim görüldü ($p<0,01$). VS grubuna termal yaşlandırma uygulanan örneklerde, TE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim yokken ($p>0,05$), SE ve TE, SE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$).

VE grubuna termal yaşlandırma uygulanmadığında, TE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim bulunmazken ($p>0,05$), TE ve SE, SE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$). VE grubuna termal yaşlandırma uygulandığında, TE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim yokken ($p>0,05$), SE ve TE, SE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$).

GC grubuna termal yaşlandırma uygulanmayan örneklerde, TE ve SE, SE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$), TE ve SA siman sistemleri arasında da anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,01$). GC gurubuna termal yaşlandırma uygulanan örneklerde, tüm siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$).

Tablo 7: Simantasyon sistemlerine göre seramik grupları arası karşılaştırma

Simantasyon	Termal Yaşlandırma	(I) Seramik	(J) Seramik	Ortalama Fark (I-J)	Standart Sapma	Sig.(a)
Total Etch	Yok	Suprinity	Enamic	3,763(*)	,186	,000*
			Cerasmart	2,850(*)	,186	,000*
Total Etch	Yok	Enamic	Suprinity	-3,763(*)	,186	,000*
			Cerasmart	-,913(*)	,186	,000*
Total Etch	Yok	Cerasmart	Suprinity	-2,850(*)	,186	,000*
			Enamic	,913(*)	,186	,000*
Total Etch	Var	Suprinity	Enamic	3,749(*)	,186	,000*
			Cerasmart	2,053(*)	,186	,000*
Total Etch	Var	Enamic	Suprinity	-3,749(*)	,186	,000*
			Cerasmart	-1,696(*)	,186	,000*
Total Etch	Var	Cerasmart	Suprinity	-2,053(*)	,186	,000*
			Enamic	1,696(*)	,186	,000*
Self Etch	Yok	Suprinity	Enamic	-1,073(*)	,186	,000*
			Cerasmart	-2,427(*)	,186	,000*
Self Etch	Yok	Enamic	Suprinity	1,073(*)	,186	,000*
			Cerasmart	-1,354(*)	,186	,000*
Self Etch	Yok	Cerasmart	Suprinity	2,427(*)	,186	,000*
			Enamic	1,354(*)	,186	,000*
Self Etch	Var	Suprinity	Enamic	-,881(*)	,186	,000*
			Cerasmart	-2,090(*)	,186	,000*
Self Etch	Var	Enamic	Suprinity	,881(*)	,186	,000*
			Cerasmart	-1,209(*)	,186	,000*
Self Etch	Var	Cerasmart	Suprinity	2,090(*)	,186	,000*
			Enamic	1,209(*)	,186	,000*
Self Adeziv	Yok	Suprinity	Enamic	3,130(*)	,186	,000*
			Cerasmart	2,789(*)	,186	,000*
Self Adeziv	Yok	Enamic	Suprinity	-3,130(*)	,186	,000*
			Cerasmart	-,341	,186	,068
Self Adeziv	Yok	Cerasmart	Suprinity	-2,789(*)	,186	,000*
			Enamic	,341	,186	,068
Self Adeziv	Var	Suprinity	Enamic	3,766(*)	,186	,000*
			Cerasmart	2,843(*)	,186	,000*
Self Adeziv	Var	Enamic	Suprinity	-3,766(*)	,186	,000*
			Cerasmart	-,923(*)	,186	,000*
Self Adeziv	Var	Cerasmart	Enamic	-2,843(*)	,186	,000*
			Cerasmart	,923(*)	,186	,000*

* p<0,001

TE sistemle ve SE sistemle simante edilmiş tüm seramik örnekler için, termal yaşlandırma var veya yokken tüm gruplar arasında anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$).

SA sistemle simante edilmiş örnekler için, termal yaşlandırma varken gruplar arası anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$). SA simante edilmiş ve termal yaşlandırma yapılmamış örnekler için VE ve GC grupları arasında anlamlı etkileşim bulunmazken ($p>0,05$), VS ve VE, VS ve GC grupları arasında anlamlı etkileşim bulundu ($p<0,001$).



Tablo 8: Termal yaşlandırma uygulamasına göre gruplar arası karşılaştırma

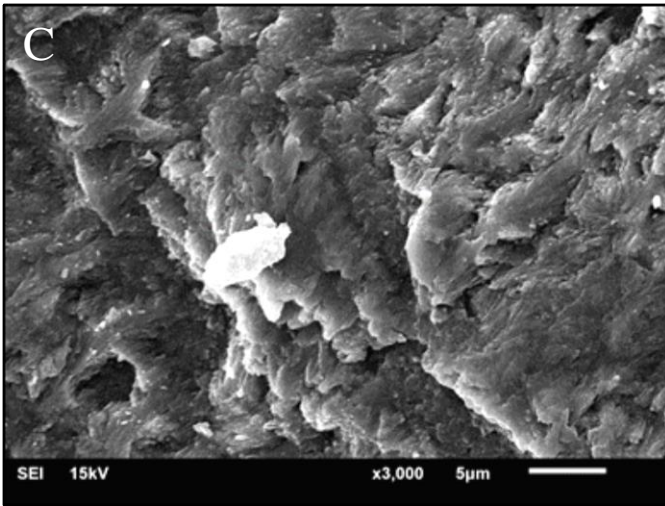
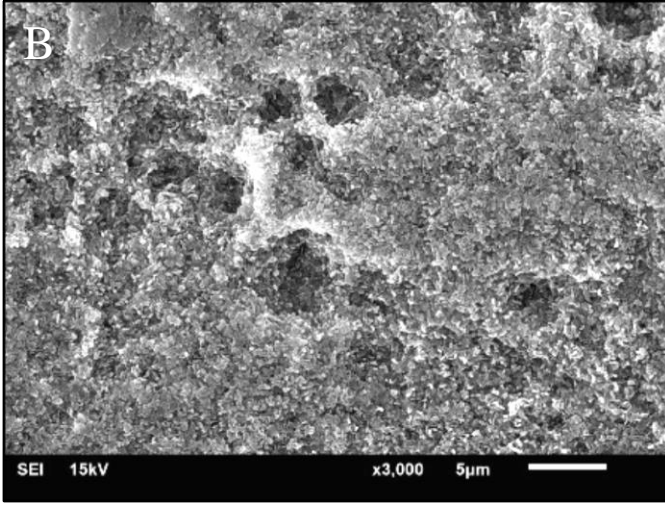
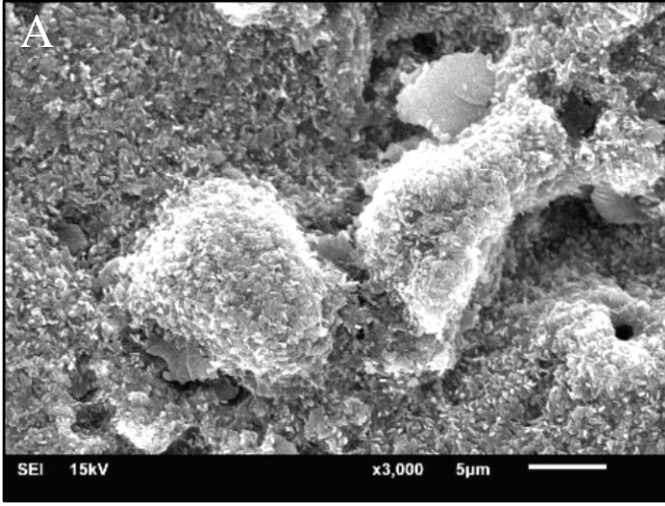
Seramik	Simantasyon	(I)Termal Yaşlandırma	(J)Termal Yaşlandırma	Ortalama Fark (I-J)	Standart Sapma	Sig(a)
Suprinity	Total Etch	Yok	Var	2,563(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-2,563(*)	,186	,000*
	Self Etch	Yok	Var	1,986(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-1,986(*)	,186	,000*
	Self Adeziv	Yok	Var	1,811(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-1,811(*)	,186	,000*
Enamic	Total Etch	Yok	Var	2,549(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-2,549(*)	,186	,000*
	Self Etch	Yok	Var	2,177(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-2,177(*)	,186	,000*
	Self Adeziv	Yok	Var	2,447(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-2,447(*)	,186	,000*
Cerasmart	Total Etch	Yok	Var	1,766(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-1,766(*)	,186	,000*
	Self Etch	Yok	Var	2,323(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-2,323(*)	,186	,000*
	Self Adeziv	Yok	Var	1,866(*)	,186	,000*
		Var	Yok	-1,866(*)	,186	,000*

* p<0,001

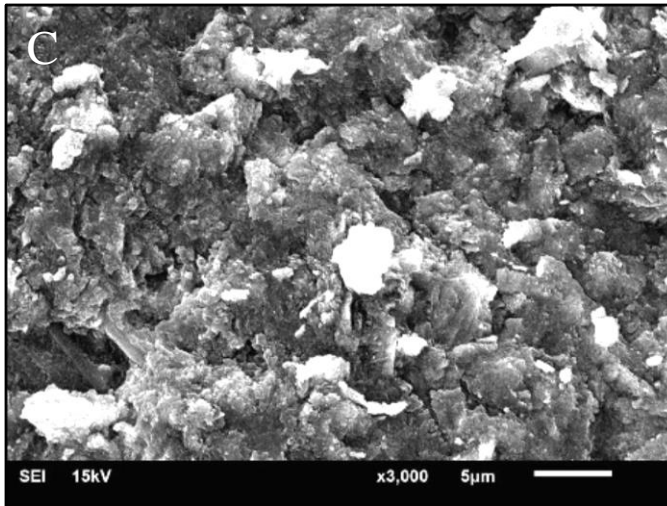
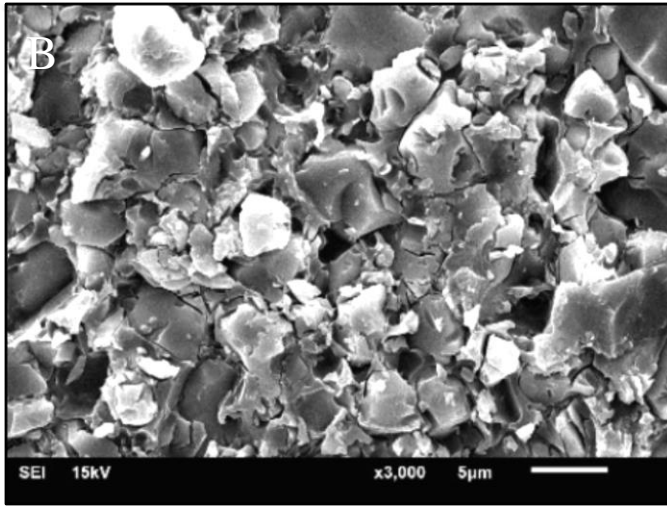
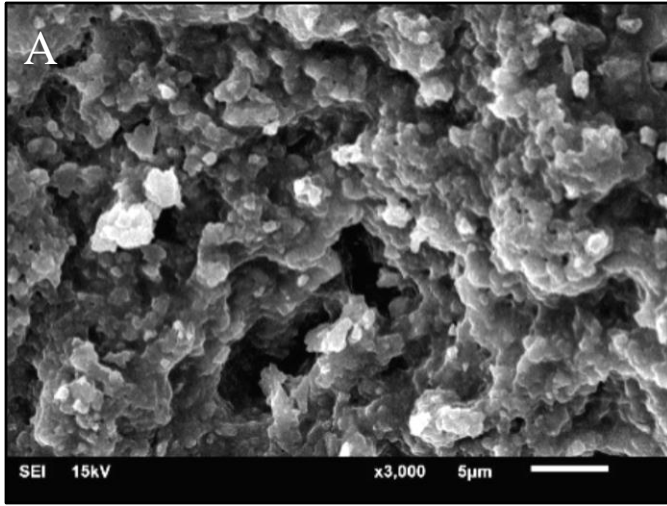
Bütün seramik materyalleri; TE, SE veya SA siman sistemleri kullanılarak simante edildiğinde termal yaşlandırma işlemi bağlantı dayanımını anlamlı olarak azalttı. (p<0,001)

6.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi Bulguları

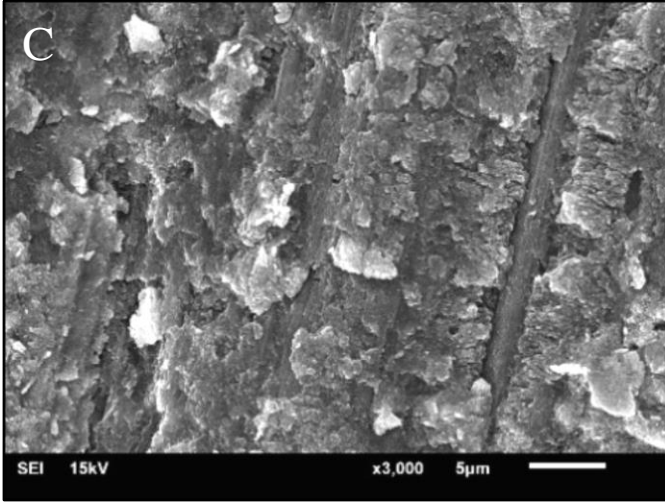
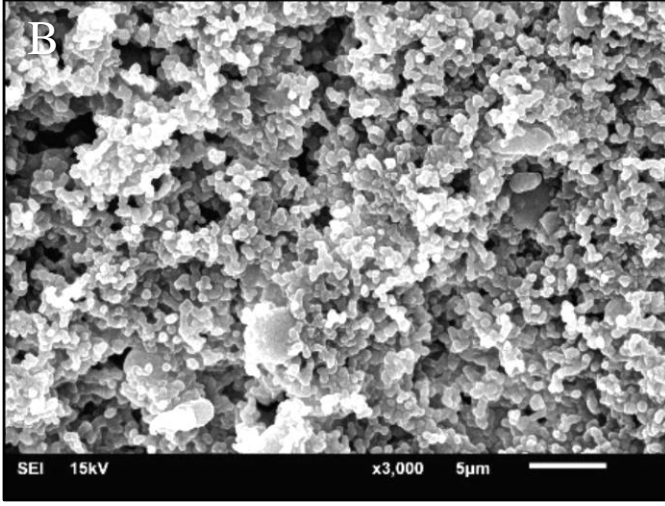
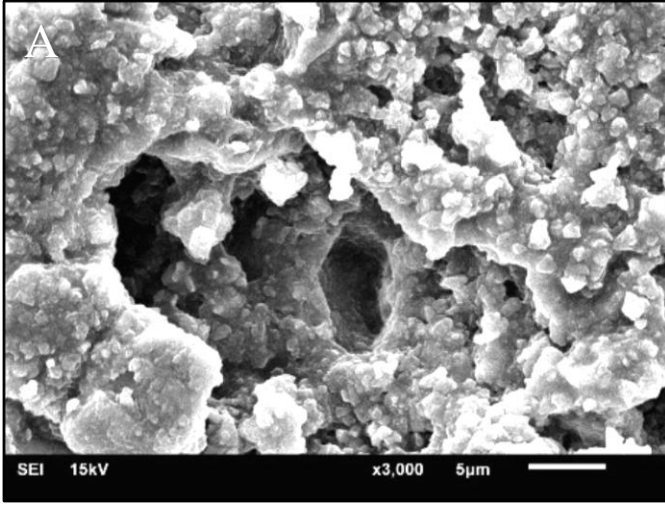
Bütün test örneklerinin makaslama bağlantı dayanım testi uygulandıktan sonra ×3000 büyütme SEM görüntüleri Resim 50-55'te görülmektedir.



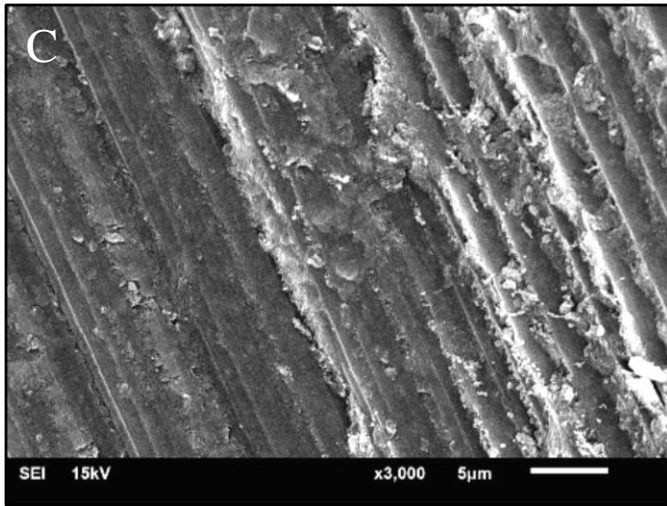
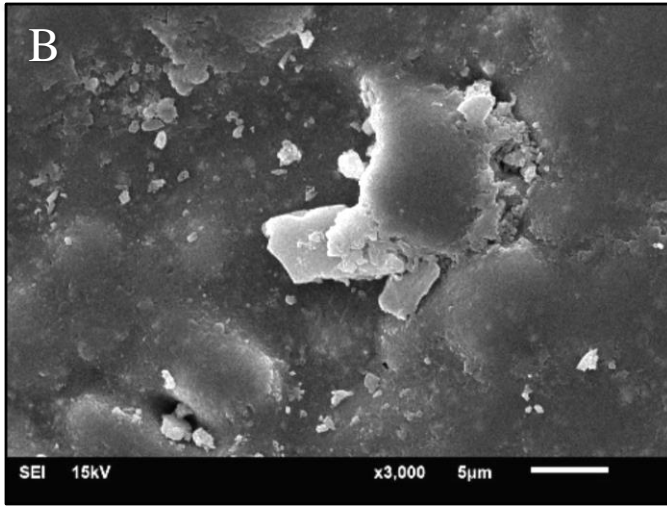
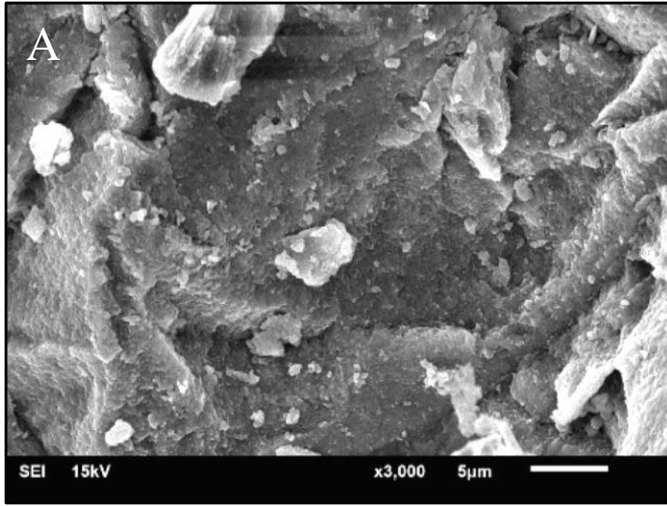
Resim 50: Termal yaşlandırma uygulanmayan VS gruplarına ait SEM görüntüleri A) VS-TE grubu, B) VS-SE grubu, C) VS-SA grubu



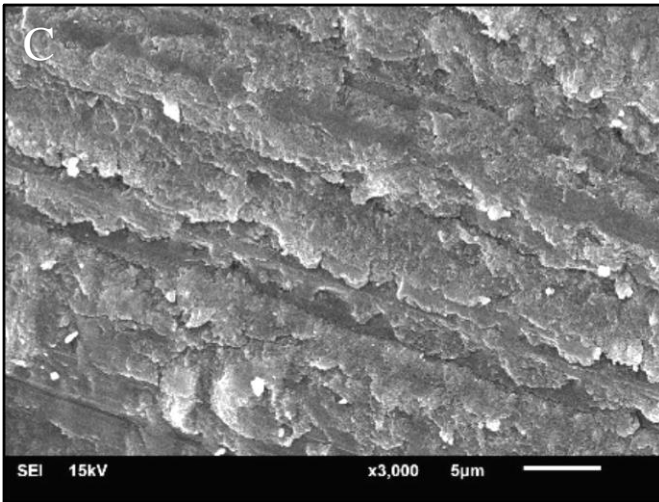
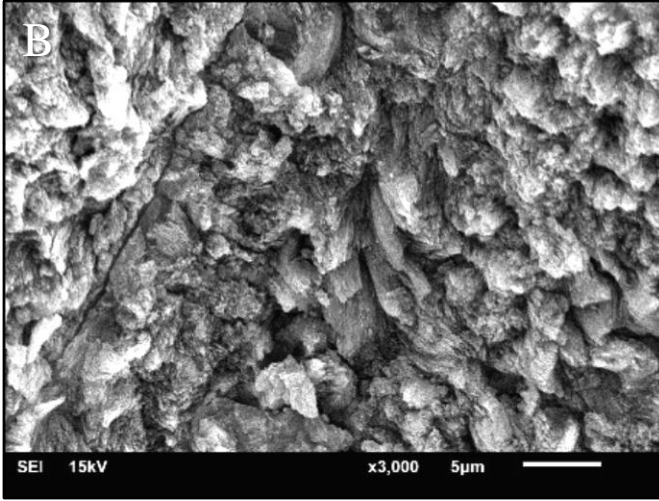
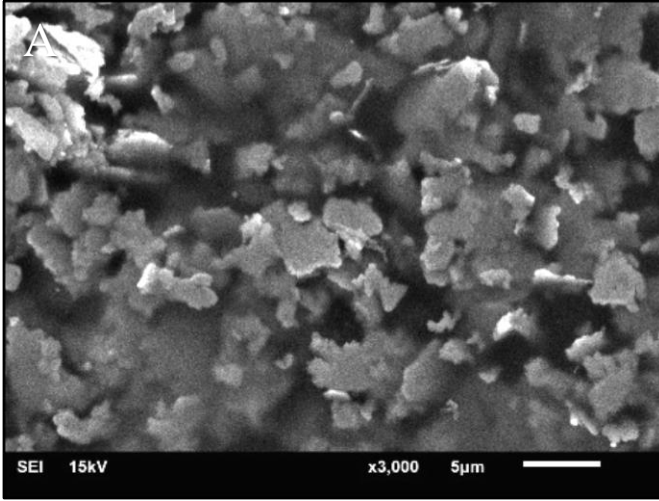
Resim 51: Termal yaşlandırma uygulanmayan VE gruplarına ait SEM görüntüleri A) VE-TE grubu, B) VE-SE grubu, C) VE-SA grubu



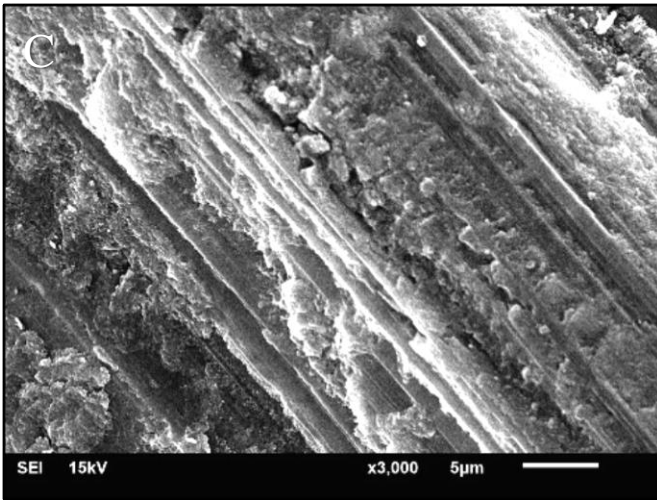
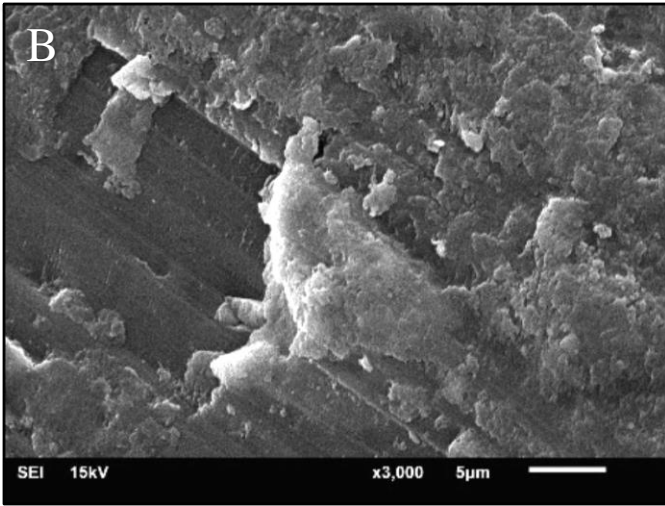
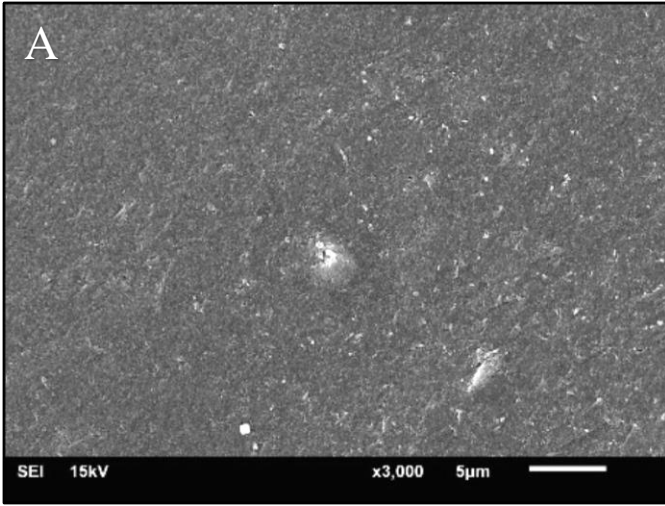
Resim 52: Termal yaşlandırma uygulanmayan GC gruplarına ait SEM görüntüleri A) GC-TE grubu, B) GC-SE grubu, C) GC-SA grubu



Resim 53: Termal yaşlandırma uygulanan VS gruplarına ait SEM görüntüleri A) VS-TE grubu, B) VS-SE grubu, C) VS-SA grubu



Resim 54: Termal yaşlandırma uygulanan VE gruplarına ait SEM görüntüleri A) VE-TE grubu, B) VE-SE grubu, C) VE-SA grubu



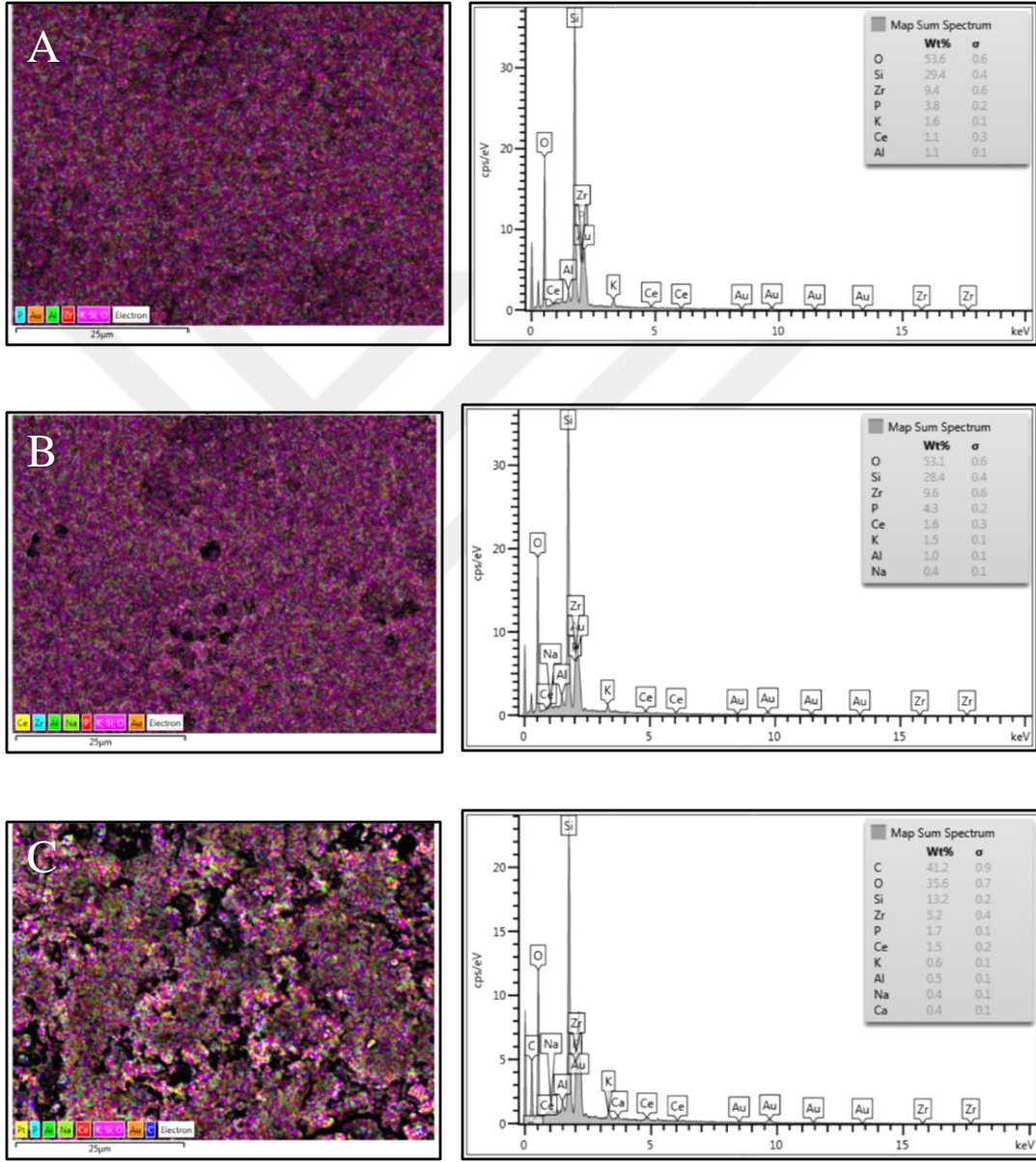
Resim 55: Termal yaşlandırma uygulanan GC gruplarına ait SEM görüntüleri A) GC-TE grubu, B) GC-SE grubu, C) GC-SA grubu

SEM görüntüleri incelendiğinde, genel olarak VE ve GC seramik gruplarına ait örneklerin benzer polimerik hibrit yapılarda olduğu görüldü. VE materyalinin yapısında polimer matriks ve matriks içini dolduran ince seramik partikülleri incelendi. VE materyali keskin kenarları olan köşeli partiküller gösterdi. Tüm seramik örneklerde, hidroflorik asitin yüzeyleri düzensiz hale getirdiği ve derin halkalar oluşturduğu görüldü. Asitleme sonrası VS yapısındaki lityum disilikat kristalleri çubuğa benzer, iğne şeklinde fakat daha yuvarlak ve büyük halde görüldü. GC yapısında, matriks içine gömülü ve birbirine bağlı silika monomerleri görüldü. Asitleme yapılmayan örneklerde partiküller sıkı ve sık sık kümeler şeklinde iken, asitleme sonrası yüzeyin sıkı hali düzensiz ve porlu bir görünüm aldı.

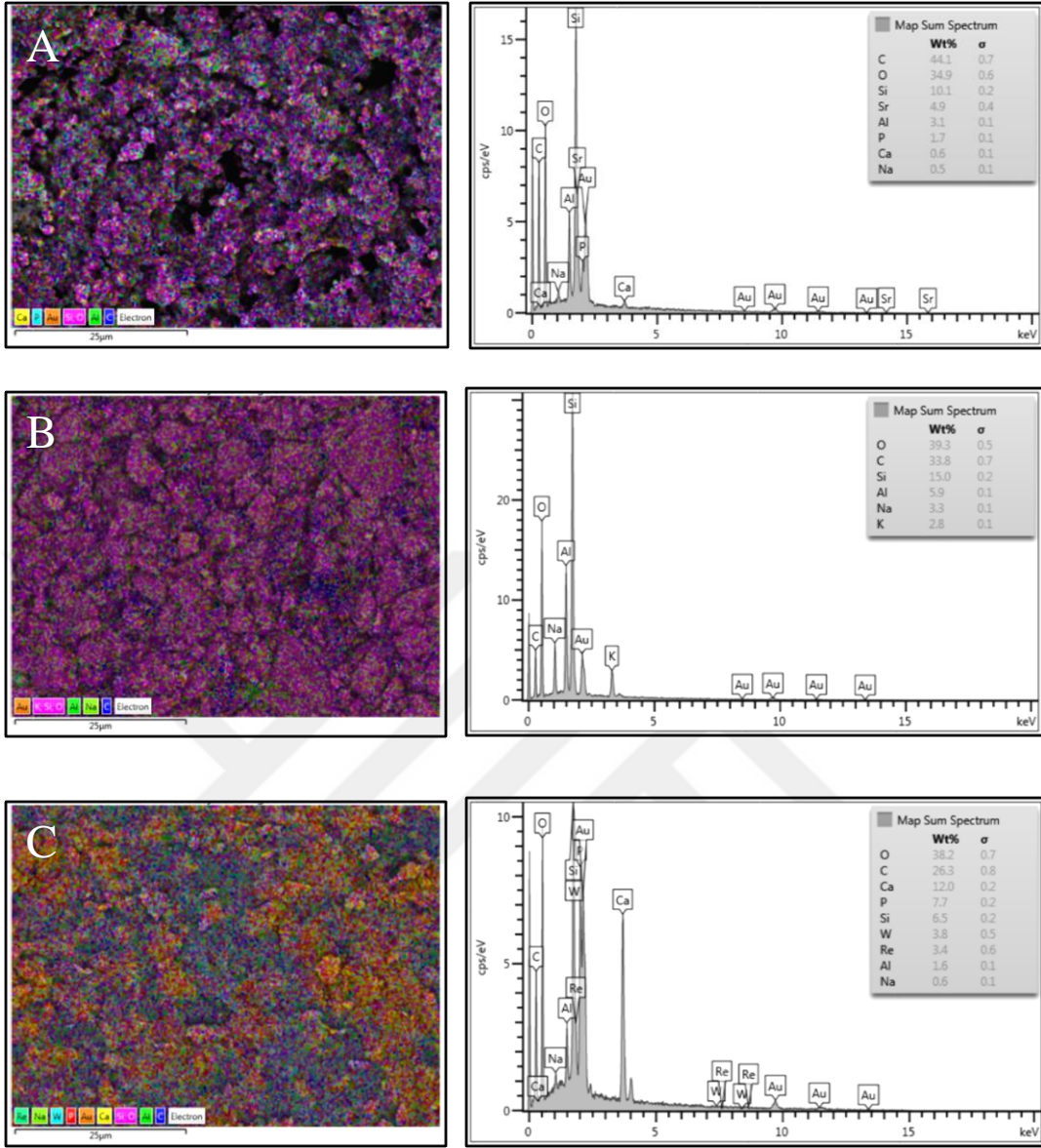
Termal yaşlandırma sonrası tüm örneklerde yüzeylerin homojen yapı görüntüsünün bozulduğu, daha düzensiz hale geldiği incelendi.

6.3. Enerji Dağılımlı X Işını (EDX) Analizi Bulguları

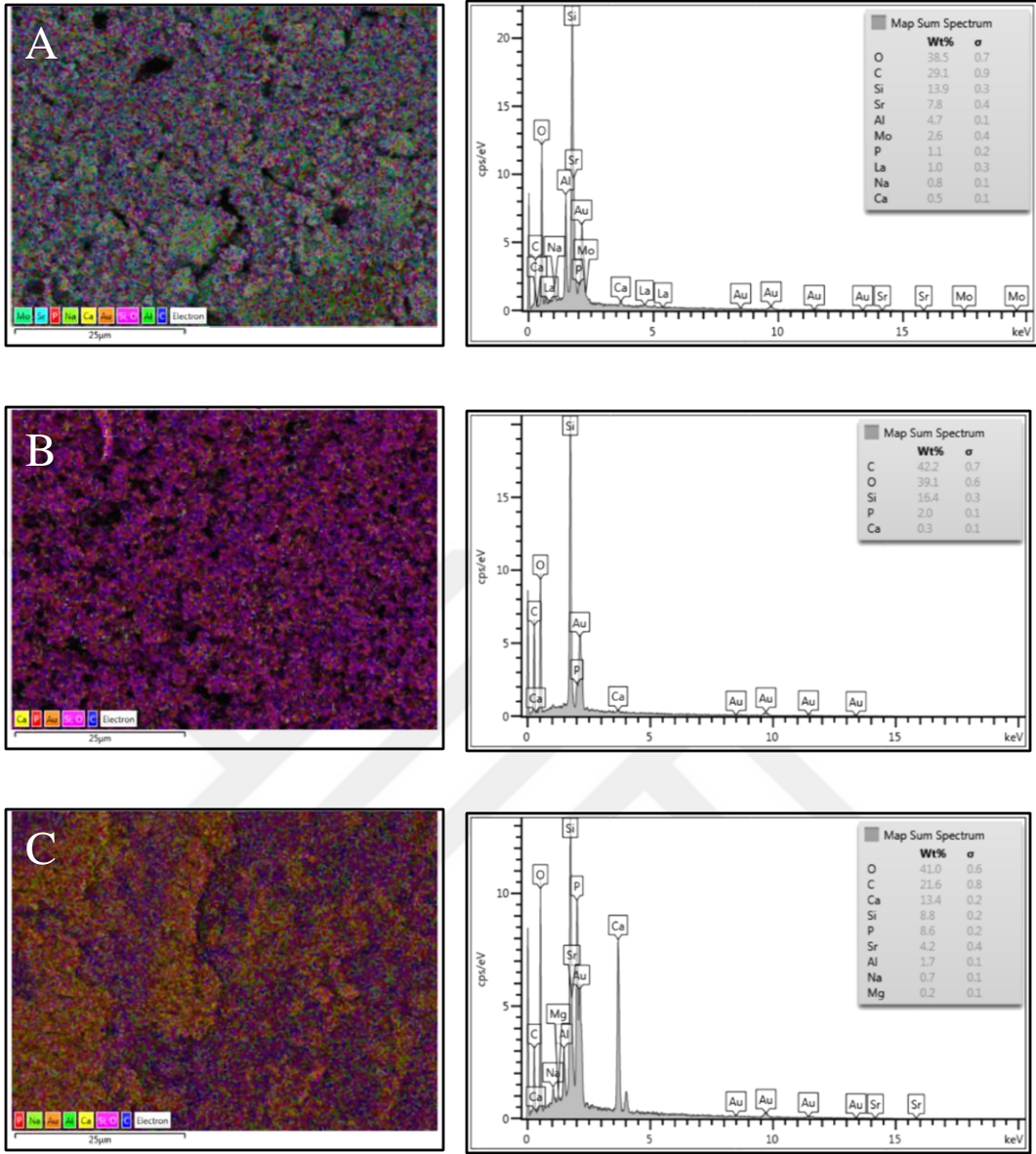
Bütün test örneklerinin makaslama bağlantı testi uygulandıktan sonra kırık yüzeylere ait EDX analizi bulguları Resim 56-61’de belirtilmiştir.



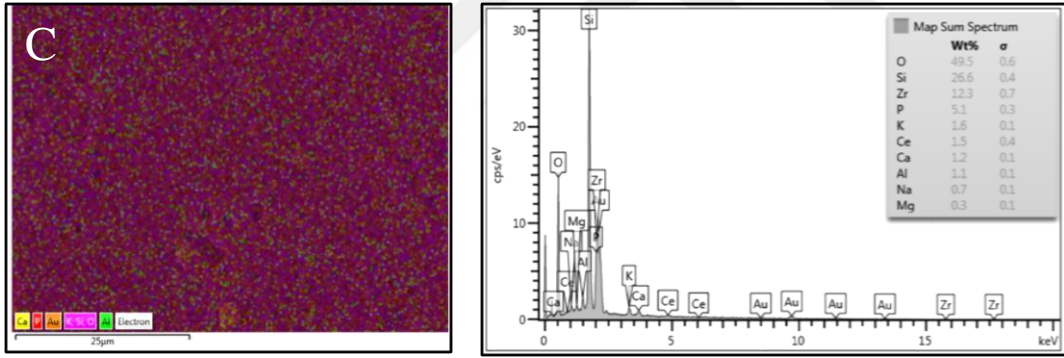
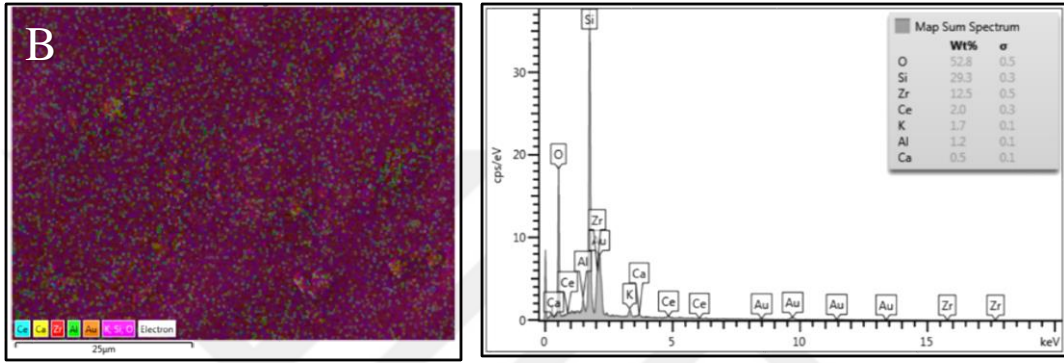
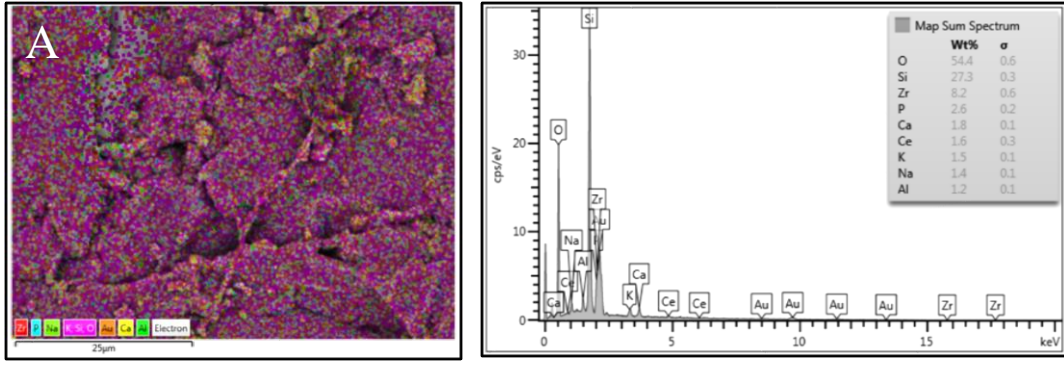
Resim 56: Termal yaşlandırma uygulanmayan VS gruplarına ait EDX incelemesi A) VS-TE grubu, B) VS-SE grubu, C) VS-SA grubu



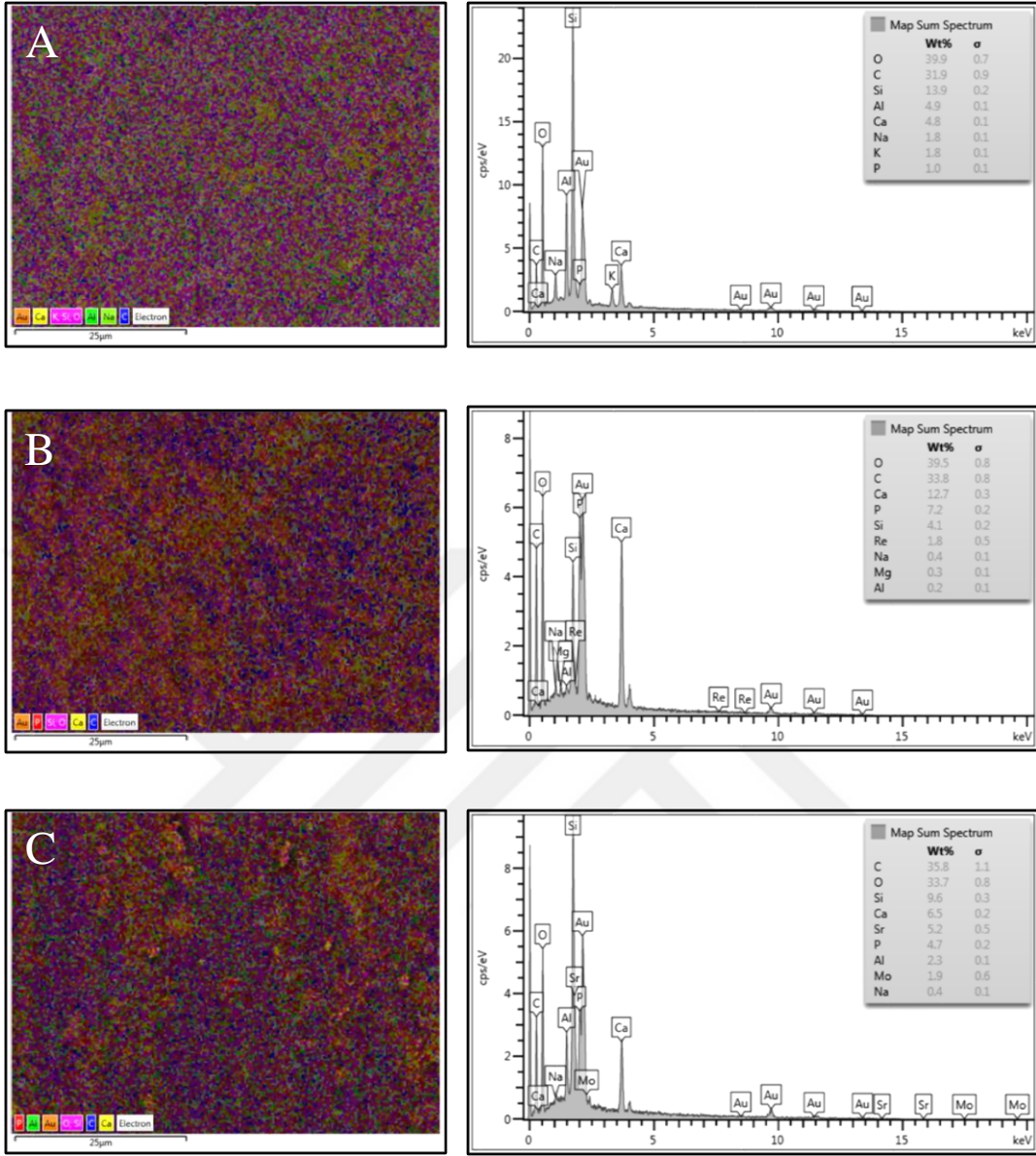
Resim 57: Termal yaşlandırma uygulanmayan VE gruplarına ait EDX incelemesi A) VE-TE grubu, B) VE-SE grubu, C) VE-SA grubu



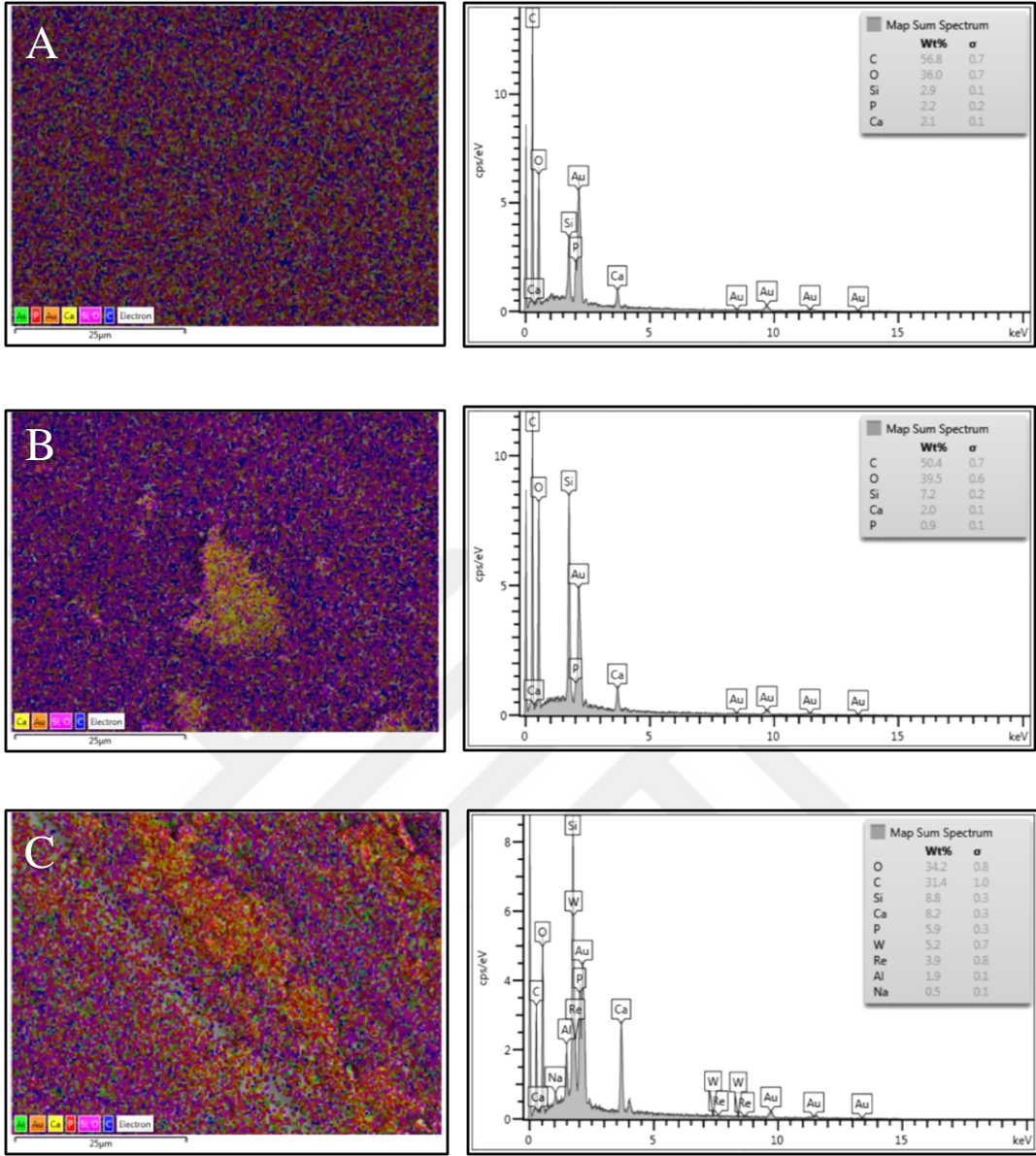
Resim 58: Termal yaşlandırma uygulanmayan GC gruplarına ait EDX incelemesi A) GC-TE grubu, B) GC-SE grubu, C) GC-SA grubu



Resim 59: Termal yaşlandırma uygulanan VS gruplarına ait EDX incelemesi A) VS-TE grubu, B) VS-SE grubu, C) VS-SA grubu



Resim 60: Termal yaşlandırma uygulanan VE gruplarına ait EDX incelemesi A) VE-TE grubu, B) VE-SE grubu, C) VE-SA grubu



Resim 61: Termal yaşlandırma uygulanan GC gruplarına ait EDX incelemesi A) GC-TE grubu, B) GC-SE grubu, C) GC-SA grubu

VS gruplarına ait EDX incelemesinde yapı içerisinde ağırlıkça yaklaşık %32-53 oksijen, %13-30 silisyum, %5-10 zirkonyum, %1-5 fosfor, %0.5-2 potasyum, %1-2 seryum, %0.5-1.5 alüminyum, %0.4-1.2 sodyum ve %0.5-1.5 kalsiyum elementleri görüldü.

VE gruplarına ait EDX incelemesinde yapı içerisinde ağırlıkça yaklaşık %35-40 oksijen içeriğinin yanında %5-15 silisyum, %5 stronsiyum, %0.2-5 alüminyum, %2.3-8 fosfor, %0.6-13 kalsiyum, %0.4-2 sodyum, %1.8-3 potasyum, %1.8-3.4 renyum ve %3.8 volfram elementleri görüldü.

GC gruplarına ait EDX incelemesinde yapı içerisinde ağırlıkça yaklaşık %34.2-43 oksijen, %2.9-16.4 silisyum, %4.2-7.8 stronsiyum, %1.7-4.7 alüminyum, %2.6 molibden, %0.9-8.8 fosfor, %1 lantan, %0.3-0.8 sodyum, %0.3-8.2 kalsiyum, %5.2 volfram, %3.9 renyum ve %0.2 magnezyum elementleri görüldü.

7. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışmada CAD-CAM seramik materyalleri ile farklı siman sistemleri ve termal yaşlandırma uygulamasının bağlantı dayanımına etkisi incelenmiştir. Çalışma sonuçlarına göre seramikler, simanlar ve termal yaşlandırma arasında anlamlı etkileşimler görüldü. Makaslama bağlantı dayanımı testi sonrası en yüksek ortalama bağlantı dayanımı değeri termal yaşlandırma uygulanmayan VS-TE grubunda, en düşük ortalama bağlantı dayanımı değeri termal yaşlandırma uygulanan VE-TE grubunda bulundu. Termal yaşlandırma uygulamasına bağlı olmaksızın total etch veya self etch siman ile blokların simante edilmesi gruplar arasında anlamlı farklılık oluşturdu. Termal yaşlandırma uygulanmadığında yalnızca VE-SA ve GC-SA grupları arasında fark bulunmadı. Termal yaşlandırma tüm gruplarda bağlantı dayanımını anlamlı olarak düşürdü.

Uzun bir restorasyon ömrü sağlamak için diş ile restoratif materyal arasında dayanıklı bağ kuvveti esastır (231). Literatürler hangi siman, seramik, yüzey koşullandırma işlemi ve dentin bonding ajanının en yüksek bağlanma dayanımı değeri gösterdiği konusunda farklı bilgiler içermektedir. Seramik malzemeye bağlantı kuvveti, seramik materyalinin bileşimine ve seramik ile bağlantı ajanı arasındaki mekanik ve kimyasal etkileşime bağlıdır. Seramiklerin dentine simantasyonunda uygulanan adeziv prosedürlerinin incelendiği birçok araştırma, adeziv rezin ile dentin arasında hibrit bir tabakanın varlığını savunmuştur. Bu tabaka dentin tübüllerinin uygun şekilde kapatılmasını ve pulpal dokuların hücrel bir şekilde yeniden düzenlenmesini sağlar (211,232,233).

Dentin, kollajeni saran hidroksiapatit yapıda biyolojik bir bileşimdir. Dentinin doğal yapısı nemlidir. Düşük moleküller arası kuvvetleri ve düşük enerjisi ile mineden daha az serttir. Dentin, smear tabakasına, organik içeriğe ve dentin tübülleri içindeki sıvının varlığına sahip olduğundan yapısal olarak mineden farklıdır. Ek olarak, dentin tübüllerinin yoğunluğu dentin derinliğine göre değişir, yüzeysel dentinde en düşük ve derin dentinde en yüksektir. Daha az tübül içeren yüzeysel dentinde, rezinin intertübüler dentin içine nüfuzu, bağlanma kuvvetinin çoğundan sorumlu olacaktır. Derin dentinde, dentinal tübüller daha fazla sayıdadır. Rezinlerin intratübüler yayılımı, daha yüksek bağ kuvvetlerine neden olacaktır (234). Dentin ayrıca asimetrik fizyolojik yaşlanma sürecinde

yaşla birlikte değişime uğrayan, dentin kalınlığının artmasına ve dentin geçirgenliğinde azalmaya neden olan bir substrattır. Ayrıca, sklerotik ve çürük dentin daha yüksek mineralleşmeye ve sonuç olarak geçirgenliğin azalmasına neden olan yapısal değişikliklere maruz kalmaktadır (235). Bağlantının dayanıklılığı dişin yapısına ve bileşiminin heterojenliğine, açığa çıkmış dentin yüzeyinin hidrofiliğine, kavite hazırlığına ve preparasyondan sonra dentin substratının özelliklerine ve fizikokimyasal özellikler ile adezivin kendi özelliklerine bağlı değişebilir (150,236). Bu yüzden kullandığımız restorasyon materyaline en uygun simantasyon yöntemini seçmek birçok etkene bağlı olan bağlantı dayanımının artmasına ve sürekliliğine katkıda bulunur. Yapılan bazı araştırmalara göre total etch sistemin postoperatif hassasiyetlere neden olabileceği bulunmuştur (237,238). Özellikle derin kavitelerde asitleme, yıkama ve kurutma işlemi yapmak var olan hassasiyeti daha da arttırabilir. Çalışmamızın ortalama bağlantı dayanımı değerlerine bakıldığında termal yaşlandırma yapılmayan VS-TE (10,90±0,34 MPa) grubuna ait değer, VS-SA (10,27±0,54 MPa) grubuna ait değere yakın olduğu görülmektedir. Termal yaşlandırma yapılan VS-TE (8,34±0,30 MPa) ve VS-SA (8,46±0,33 MPa) grupları arasında ise anlamlı fark bulunmamıştır. Bu bulgular doğrultusunda, VS materyali kullanılarak restore edilecek dişlerin simantasyonunda SA sistemlerin tercih edilmesi, bağlantı dayanımını etkilemeden, hem klinik uygulama basamaklarını azaltacak hem de postoperatif hassasiyet oluşturma riskini ortadan kaldıracaktır.

Diş yüzeyinde ön hazırlığın yapılmadığı self adeziv sistemlerde smear tabaka yüzeyde kalır ve dentin tübüllerinde rezin uzantılarının oluşumunu engeller. Bu durum dentin ve siman arasında bir tabaka varmış görünümü verir. Korunmuş veya modifiye edilmiş smear tabakası doğal bariyer görevi görür. Smear tabakası nedeniyle bağlayıcı ajan veya simanın eksik penetrasyonu oluşan bağı zayıflatır. Adeziv başarısızlıklar, adeziv ve hibrit tabaka veya hibrit tabaka ile dentin arasında meydana gelebilir (239). Bu nedenle modifiye edilmiş smear tabakasına sahip sistemler genellikle düşük bağ dayanıklılığı gösterir (240). Ancak self adeziv bir siman olan Rely X Unicem için diğer siman sistemlerine benzer bağ kuvvetleri rapor edilmiştir (241). Self adeziv rezin siman Rely X U200 Automix, monomer, doldurucu ve başlatıcı içeren dual polimerize bir simandır. Diş yüzeyine herhangi bir ön işlem yapılmadan uygulanır. Self adeziv siman Rely X U200 Automix'in organik matriksi multifonksiyonel fosforik asit metakrilatları

içerir. Fosforik asit grupları adezyona katkı sağlamak için dentin yüzeyini koşullandırır. Siman yapısındaki doldurucular ve dentin yapısındaki apatitler ile fosforik asit grupları reaksiyona girebilir. Bu nötralizasyon reaksiyonu sonucunda su üretilir. Bu su, malzemenin başlangıçtaki hidrofilikliğine katkıda bulunur; böylece adeziv siman dentin yapısına iyi bir şekilde penetre olur. Metakrilat gruplarının radikal polimerizasyonu sırasında devam eden nötralizasyon, çapraz bağlı hidrofobik bir yapı oluşumunu sağlar. (242). Çalışmamızda self adeziv sistemlerin total etch ve self etch sistemlere benzer bağ dayanımı değerleri verdiği görülmüştür. Termal yaşlandırma uygulanmamış örneklerde VE-TE ve VE-SA grupları arasında bağlantı dayanımı açısından fark bulunmamıştır. Ayrıca VS-SA grubunun ortalama bağlantı dayanım değeri en yüksek bağlantı değeri sıralamasında ikinci sıradadır. VS grubuna termal yaşlandırma uygulandığında ise ortalama total etch bağlantı değerinin düşerek ortalama self adeziv bağlantı değerine yaklaştığı görülmüştür. Termal yaşlandırma uygulanmış VS-TE ve VS-SA grupları arasında bağlantı dayanım değeri açısından anlamlı bir fark yoktur. Çalışmamızın bulgularına göre Vita Suprinity restorasyonları simante ederken, TE veya SA siman sistemlerini kullanmak, SE simanlarla karşılaştırıldığında daha avantajlı olabilir.

Çalışmamızda kullanılan farklı CAD-CAM materyallerinin yüzeylerine, simantasyon öncesinde, üretici talimatlarına uyularak % 5'lik HF asit uygulanmış, ardından rezini porselene bağlamakta etkili bir ajan olan silan kullanılmıştır. Hidroflorik asitle hazırlanan yüzeylerde, seramikte bulunan camsı fazın selektif koşullandırılmasıyla yüzey pürüzlülüğü artar (243). Asitleme sonucu seramik yüzeyinde mikro boşluklar oluşur. Seramiğin ıslanabilirliği ve serbest yüzey enerjisi yükselir (244). Adeziv Diş Hekimliği Akademisi, HF asit ve silan uygulanmasının CAD-CAM polimer infiltre seramikler için üstün bir ön işlem olduğunu bildirmiştir (245).

Çalışmamızdaki rezin içerikli nanoseramik materyali olan Cerasmart gruplarına bakıldığında, en yüksek ortalama bağ değerinin termal yaşlandırma uygulamasına bağlı olmaksızın GC-SE grubuna ait olduğu görülmektedir. Yapılan bir çalışmada, bu sonuçlara paralellik gösteren bulgular bildirilmiştir. Çalışmada, CAD-CAM kullanılarak hazırlanan rezin nanoseramik (Lava Ultimate) diskler 30 adet sığır dişinin bukkal yüzüne 10 adeti total etch (Scotchbond™ Universal Etchant fosforik asit + Scotchbond Universal adeziv + RelyX™ Ultimate rezin siman), 10 adeti self-etch (Scotchbond Universal adeziv + RelyX™ Ultimate konvansiyonel siman), 10 adeti self adeziv (RelyX™ Unicem

Automix self adeziv rezin siman) siman sistemleri kullanılarak simante edilmiştir. Resin nanoseramik bloklar ile dentin yüzeyi arasındaki bağlantı dayanımını ölçmek için makaslama testi (shear bond) kullanılmıştır. Self adeziv sistemin kullanıldığı grupta daha düşük bağ kuvveti elde edilmiştir. Total etch sistem ile self adeziv sistemin bağ kuvveti arasında önemli fark bulunmuştur. En yüksek bağ dayanımı self etch sistem ile simante edilen grupta görülmüştür (211). Resin içerikli seramikler, SE simantasyon sistemi ile simante edildiğinde daha yüksek bağlantı değerlerinin görülmesi, kendinden asit içerikli bondun yüzeyde oluşturduğu hafif asidik etkinin bağlantıyı olumlu yönde etkilediğini düşündürmektedir.

Üretici talimatlarına göre Cerasmart blokların simantasyon öncesi yüzey hazırlığı için iki farklı öneri mevcuttur. Üretici yüzeyin %5'lik HF asit ile 60 sn boyunca asitlenmesini, ardından durulanıp kurutulmasını önerir. Buna alternatif olarak, asitleme yapmaksızın 25-50 µm alümina parçacıkları kullanıp yüzeyin 0.2 MPa basınç altında kumlanması da önerilmektedir. Çalışmamızda asitleme yöntemi kullanılmıştır. Resin kompozit blokların bağlantı dayanımlarının değerlendirildiği çalışmalarda, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış ve Al₂O₃ ve CoJet / SilJet (silika kaplı Al₂O₃) gibi yüzey kumlamaları yapılmış örnekler karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak yüzey uygulamalarının bağlantıyı arttırmak için etkili olduğu bildirilmiştir (6, 246-251). Bazı çalışmalar ise, kompozit blokların HF dağlama işlemi sonrası etkin bağlantı sağlayabileceğini savunmuştur (6,246,247,250,252). Resin nanoseramik bloklardan olan Lava Ultimate ile yapılan bir çalışmada, yüzey işlemi için HF asitleme yerine kumlama yapılması tavsiye edilmiştir (250). Yüzey işlemlerinin yanında silan uygulamanın resin ve kompozit içerikli blokların bağlantısı için etkili bir uygulama olduğu savunulmuştur. Silan bağlama materyali resin kompozitler içinde doldurucu madde olarak yer alan bir ajandır (246-248,251-256).

Vita Enamic ve feldspatik seramiğin %10'luk hidroflorik asitle asitlendiği bir çalışmada asitleme sonrası temas açısı analizi yapılmıştır. Asitleme sonrası, Vita Enamic materyalinin temas açısı değerlerinin, feldspatik seramikten yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu durumun, feldspatik porselen yüzeyi asitlendiğinde yapıdaki camsı faz çözünürken, resin içerikli polimer infiltre Vita Enamic'te resin ağı daha baskın olduğundan asit uygulamasının yüzeyi daha hidrofobik hale getirmesi nedeniyle olduğu rapor edilmiştir (243,257). Hibrit seramik ve adeziv resin yapısında bulunan polimerlerin kimyasal

etkileşimi nedeniyle adezyonun daha yüksek olması beklenir. Ancak yüksek oranda polimer içerikli rezin matriksinin (UDMA ve TEGDMA), rezin siman ile etkileşime girebilecek yeterli reaktif bağ sunmadığı, böylece bağ kuvvetinin azaldığı düşünülmektedir (258). Çalışmamızda VE-SE grubuna ait ortalama bağlantı değerlerinin, asit uygulanmış VE-TE grubuna ait ortalama bağlantı değerlerinden yüksek olması bu bilgiler ile yorumlanabilir.

Literatürlere bakıldığında, rezin içerikli nanoseramikler (Lava Ultimate, Katana Avencia Block, Gradia Block, Cerasmart, Paradigm ve Block HC) ve polimer infiltre seramiklerin (Vita Enamic) kimyasal adezyonunu arttırmak için kumlama ya da HF asitleme ile mikroretantif bir yüzeyin oluşturulması ve ardından silanizasyon önerilmektedir (259). Yapılan bir başka çalışmada da, aynı şekilde rezin kompozit bloklar ile benzer bağ kuvvetlerini elde etmek için, kumlama ya da HF asitleme ile mikroretantif yüzey oluşumunu takiben kimyasal bağlantıyı arttırmak için silanizasyonun gerekli olduğu bildirilmiştir (246). HF asitle yüzeyin pürüzlendirilmesinin ardından silanizasyon işleminin, CAD-CAM polimer infiltre seramikler için en iyi işlem olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (6,250).

Çelik ve ark (260), rezin matriks içeren seramik materyaller kullanarak (Rezin nanoseramik Lava Ultimate, Fleksible hibrit seramik Cerasmart, Polimer infiltre hibrit seramik Vita Enamic), farklı yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisini araştırmıştır. Her bir materyal kendi arasında üç gruba ayrılarak, birinci gruba hiç bir yüzey işlemi uygulanmadan kontrol grubu olarak adlandırılırken, ikinci gruba yüzey işlemi olarak 50 µm silika kaplı Al₂O₃ ile tribokimyasal kumlama, üçüncü gruba ise 1064 dalga boyunda, 3w 20 sn süreyle neodimium-doped yttrium aluminum garnet (Nd:YAG) lazer uygulanmıştır. Bağlantı yüzeylerine silan içerikli primer Rely X Ceramic Primer (3M ESPE) ve ardından Scotchbond Universal (3M ESPE) uygulanarak, nanohibrit kompozit rezin Filtek Z-250 (3M ESPE) ile bitirilmiştir. Makaslama bağlantı test sonuçlarına göre, yüzey işlemi uygulanan gruplarda kontrol gruplarına kıyasla daha yüksek bağlantı değerleri bildirilmiştir.

Vita Enamic hibrit seramiklerin mikro yapıları, polimer ağı tamamen infiltre olduğu bir feldspatik seramik ağından oluşur. Silan metoksi gruplarının, hem silisyum dioksit (SiO₂) hem de Vita Enamic hibrit seramik içerisinde bulunan polimer bileşenlerine

kimyasal olarak bağlanması beklenebilir. Aynı zamanda, silan moleküllerinin metoksi grupları, rezin kompozitin metakrilat grupları ile reaksiyona girmekte ve buna bağlı olarak bağ kuvvetini arttırmaktadır (261). Resin matris içeren seramik materyalleri (Vita Enamic, Cerasmart), organik matris ve inorganik doldurucu seramik partikülleri ile bir köprü görevi gören silan ajanı içermektedir (246-250). Bifonksiyonel bir ajan olan silan, organik ve inorganik yapılar arasındaki kimyasal adezyonu sağlamak için gerekli bir ajandır. Silan moleküllerinin organofonksiyonel monomerik uçları, adeziv resinin metakrilat grupları ve resin matris içeren seramiklerin polimer bileşenleri reaksiyona girmektedir (246,251). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda kullandığımız resin matris içeren Cerasmart ve Vita Enamic materyallerinin simantasyon işlemlerinden önce yüzeylerine silan uygulamasının makaslama bağlantı dayanımına katkıda bulunduğu düşünülebilir.

Hidroflorik asitleme yüzey işlemi, seramik ve polimer camsı fazların kısmen çözünmesi ile Vita Enamic hibrit seramik yüzeyinin mikro yapısını değiştirir. Hidroflorik asit seramik yüzeyde mikro gözenekli bir yapı oluşturur, yüzey alanını artırır ve adeziv resin ile mekanik kenetlenme oluşumunu destekler (252,262). Ayrıca Vita Enamic ve Cerasmart materyallerine yüzey işlemi olarak kuşlama uygulanabilirken, üretici firma Vita Suprinity için kuşlama önermez. Örneklere uygulanan yüzey işlemlerinin çalışma içerisinde standardize edilmesi ve HF asitin silisyum içeren materyallerin dentine bağlantısına etkisini termal yaşlandırma öncesi ve sonrası değerlendirmek için yüzey işlemi olarak HF asit tercih edilmiştir.

Flury ve ark (210), resin nanoseramik Lava Ultimate ve polimer infiltre seramik Vita Enamic ile 2 çeşit total etch, 2 çeşit self etch ve bir çeşit cam iyonomer simanın kullanıldığı bir çalışmada, 24 saat ve 6 ay bekleme sonrası materyallerin dentine olan bağlantı dayanımları makaslama dayanım testi ile değerlendirilmiştir. Bu çalışmada üreticinin simantasyon önerisine uygun şekilde, resin nanoseramiği Scotchbond Universal Bond ile RelyX Ultimate resin simanın birlikte kullanıldığı self etch simantasyon uygulaması desteklenmiştir. Bunun yanında çalışmada self etch ve total etch adeziv sistem kullanılarak simante edilen örneklerin makaslama dayanım test değerleri arasında belirgin bir fark görülememiştir. 6 aylık zaman sonrasında Rely X Ultimate resin simanın diğer resin simanlara kıyasla makaslama dayanım bağlantı değeri artış göstermiştir. RelyX Ultimate'in yüksek makaslama dayanım bağlantı değeri, 10-MDP

(10-Metakriololoksidetil dihidrojen fosfat) içeren Scotchbond Universal Bond ile kombinasyon halinde kullanılması ile açıklanabilir. Bu adeziv sistemin birçok çalışmada dentin ile kabul edilebilir bir bağlanma sağladığı bulunmuştur (263-265). Çalışmamızda kullandığımız rezin nanoseramik Cerasmart örneklerin self etch ile simantasyonunda ortalama bağlanma dayanım değerlerinin, total etch ve self adeziv gruplarından daha yüksek olması bu çalışmanın sonuçları ile paralellik göstermektedir. Bu durum Cerasmart, Scotchbond Universal ve RelyX Ultimate materyallerinin metakrilat içermesi, Cerasmart blokların silanlanmış partiküller içermesi ve Scotchbond Universal Bond'un hem silan hem 10-MDP gibi kuvvetli bir bağlantı ajanı içermesi ile açıklanabilir. Aynı çalışmada Vita Enamic simantasyonu için hem total etch sistem hem de self etch sistem önerilmiştir (210). Bizim çalışmamızda da ise VE-TE ve VE-SE gruplarının makaslama bağlantı değerleri arasında termal yaşlandırma var veya yokken anlamlı farklılıklar görülmüş, VE-TE grubu termal yaşlandırma öncesi ve sonrası en düşük ortalama bağlantı değerine sahip grup olmuştur.

Magne ve ark (266), 45 çekilmiş molar dişe tam kron preparasyonu yapıp, CAD-CAM sistemi kullanarak, prepare edilen dişleri feldspatik seramik, lityum disilikat seramik ve rezin nano seramik materyalleri ile restore etmişlerdir. Lityum disilikat ve feldspatik seramik kronlara %5'lik HF asit ile pürüzlendirme yapılmış ardından silan uygulanmıştır. Resin nanoseramik kronlara 50 µm alüminyum oksit partikülleri kullanılarak kumlama yapılmış ve ardından silan uygulanmıştır. Tüm kronların simantasyonunda self adeziv siman kullanılmıştır. Çalışmada posterior bölgede yüksek okluzal yükler altında (800 newtona kadar) bile self adeziv Rely X Unicem II Automix ile simante edilmiş rezin nanoseramik ve lityum disilikat restorasyonların kullanılabilceği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda, lityum disilikat içerikli Vita Suprinity materyali termal yaşlandırma sonrası, en yüksek ortalama bağlanma değeri self adeziv siman grubunda görüldü (VS-SA:8,46±0,33; VS-TE:8,34±0,30; VS-SE:5,48±0,35). Bu bulgulara göre, uzun süreli klinik kullanım için Vita Suprinity materyalinin self adeziv rezin siman ile simantasyonu önerilebilir.

Dental dokularla dayanıklı bir bağ oluşturmak için birçok adeziv sistem ve türü geliştirilmiştir. Adeziv sistemler, hem hidrofilik gruplar hem de hidrofobik gruplar içeren monomerlerden oluşur. Hidrofilik gruplar diş sert dokularında ıslanabilirliği arttırırken, hidrofobik gruplar restoratif materyal ile etkileşime ve kopolimerizasyona izin verir.

Adezivlerin kimyasal bileşimi aynı zamanda başlatıcıları, inhibitörleri veya dengeleyicileri, çözücüleri ve bazı durumlarda inorganik doldurucuları içerir (150). Hidrofilik ve hidrofobik yapıştırıcılar arasındaki en büyük fark, monomerlerinin ve çözücülerin kimyasıdır. Adeziv sistemde en çok kullanılan monomerler, hidroksietil metakrilat (HEMA) ve Bisfenol glisidil metakrilattır (bisGMA). HEMA dental adezivler için polimerleşebilen ıslatıcı madde görevi görür (267). Çalışmamızda kullandığımız Single Bond Universal Adhesive materyali adeziv simantasyonda önemli yere sahip monomerlerden biri olan HEMA'yı içermesi nedeniyle tercih edilebilir materyallerdendir.

Total etch adeziv sistemlerde, hibrit tabakadaki kollajen fibriller ile polimerize rezin matrikste meydana gelen hidrolizin ve enzimatik parçalanmanın bağlantıda başarısızlığa yol açtığı düşünülmektedir. Self etch sistemler için başarısızlık, adeziv tabakanın hidrofilikliğini arttıran ve suyu emmeye, plastikleşmeye yol açan asitli içeriğe bağlanmıştır (268). Asitleme ve durulama işleminden sonra, asitlenmiş dentinin aşırı kurutulması, rezin monomerlerinin intertübüler dentin boyunca yayılmasını sınırlayıp kollajen ağının çökme riskini artırır. Aynı şekilde, aşırı ıslak kalan adezivin seyrelmesi de düşük bağ kuvvetlerine neden olur. Dentinin aşırı asitlenmesi, rezin monomerlerinin açık dentin tübüllerine nüfuz edememesi ve derin hidrate olmuş demineralize kollajen ağı boyunca yayılmaması zayıf bağlanmaya neden olabilir. Hibrit tabakanın tabanında, mikro ve nano sızıntıya neden olan, kollajen hidrolizine ve zaman içinde ara yüzün bozulmasına daha yatkın olan, zayıf, desteklenmeyen alanlar kalır (138). Self etch sistemlerin en büyük avantajı, etkinliklerinin dentin hidrasyon durumuna, total etch sistemlerine göre daha az bağımlı olmasıdır (269). Çalışmamıza göre, termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında Vita Enamic ve Cerasmart materyallerinin self etch siman grupları, total etch siman gruplarından daha yüksek ortalama bağlanma değerlerine sahiptir. Bu bulgular self etch sistemin total etch sisteme göre avantajlı olabileceği düşüncesini destekler.

Self adeziv sistemler ise, formülasyonlarında önemli miktarda suya sahip olma eğilimindedir. Zaman içinde hidrolize ve kimyasal parçalanmaya eğilimli olabilirler (270,271). Bununla birlikte, herhangi bir adezivin dezavantajı olarak düşünülebilecek en düşük başlangıç ve uzun vadeli bağlanma kuvvetine sahip oldukları kanıtlanmıştır. Fakat bu sistemler hakkındaki klinik ve bilimsel verilerin bazıları hidrofilik olduklarını ve daha hızlı bozduklarını savunur (138). Bir çalışmada self adezivlerin hidrofiliklerinden

dolayı, polimerizasyondan sonra bile, adeziv tabaka boyunca suyun hareket etmesine izin veren yarı geçirgen membranlar olduğunu bildirmiştir (154). Bizim çalışmamızda ise yalnızca self adeziv gruplarında değil, tüm gruplar için termal yaşlandırma sonrası bağlantı dayanım değerleri düşmüştür. Bazı çalışmalar da termal yaşlandırmanın bağlantı dayanımı değerlerini düşürdüğünü destekler (272,273). Üretici firma Cerasmart'a %5'lik HF asit ve kumlama yüzey işlemleri uygulayarak self adeziv simantasyon sonrası, 5000 devirlik termal yaşlandırma uygulamış ve makaslama dayanım test ile bağlantı dayanımlarını karşılaştırmıştır. Termal yaşlandırma sonrası bağlantı dayanımlarının arttığı sonucunu bildirmiştir (118). Bu sonuç, çalışmamızın bulgularıyla farklılık göstermektedir.

Jetti ve ark (274), CAD-CAM ile üretilmiş 40 adet feldspatik silindirik örnekleri dentin yüzeylerine total etch ve self etch prosedürlerini kullanarak simante etmiştir. Araştırmada seramik yüzeylerine hidroflorik asit uygulanmıştır. Her bir simantasyon prosedürüne ait örnekler kendi içinde ikiye ayrılmış, bir gruba silan uygulanırken diğer gruba uygulanmamıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, seramik yüzeylerine hidroflorik asitleme sonrası silan uygulamanın, her iki prosedüre ait ortalama bağlantı dayanım değerlerini arttırdığı görülmüştür. Total etch sisteme ait ortalama bağlantı değerleri ise self etch sisteme ait ortalama değerlerden yüksek bulunmuştur. Rigos ve ark (275), alüminyum oksit parçacıkları ile aşındırma veya tribokimyasal kumlama uygulanmış monolitik zirkonyum örnekleri, erken ve geç olarak iki farklı zamanlama ile iki çeşit self adeziv siman kullanarak, dentin yüzeylerine simante etmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, erken simante edilen örneklere ait bağlantı değerleri daha yüksek bulunmuş, zirkonyuma uygulanan yüzey işlemi ve kullanılan simanın ortalama makaslama bağlantı değerini etkilediği görülmüştür. Bu tez çalışmasında ise belirtilen çalışmalardan farklı olarak, güncel hibrit seramiklerin dentine olan makaslama bağlantı değerleri araştırılmıştır. Bulunan değerler, literatürlerde hibrit seramiklerin dentine bağlantısının değerlendirildiği benzer çalışmalara rastlanmadığından kıyaslanamamıştır.

Tylka ve ark (276), HF asitin seramik yüzeylerini pürüzlendirebilmesini, yapıdaki florürün silikona olan afinitesinin oksijen atomuna kıyasla daha yüksek olması şeklinde açıklamıştır. HF asit uygulaması ile seramiğin cam matriks (SiO_2) yapısı çözünür ve çözünmeyen lityum disilikat kristalleri nedeniyle de yüzey pürüzlülüğü meydana gelir. Çalışmamızda termal yaşlandırma yapılmayan örnekler için en yüksek ortalama bağlantı

değeri VS-TE (10,90±0,34 MPa) grubunda, termal yaşlandırma yapılan örnekler için en yüksek ortalama bağlantı değeri ise VS-SA grubunda (8,46±0,33 MPa) görülmüştür. SEM ve EDX analizlerine göre, VS seramiğinin yapısındaki silisyum oranı VE ve GC materyallerinden daha yüksektir. VE ve GC seramiklerinin yapısı ise rezin içeriklidir. Hidroflorik asitle yüzey hazırlığı işleminden, yapıdaki silisyum oranına bağlı olarak VS gruplarının daha çok etkilenmesi, en yüksek ortalama bağlantı değerlerinin VS gruplarında görülmesini açıklayabilir. Aynı zamanda kimyasal yapıdaki farklılıklar, bağ dayanım değerlerinde farklılıklara sebebiyet vermiş olabilir.

Termal yaşlandırma sonrası tüm grupların ortalama bağlantı dayanımı değeri düşmüştür. Bu sonuçlara paralel olarak, termal yaşlandırma uygulaması sonrası SEM görüntülerine bakıldığında, tüm seramik gruplarında yüzey bozulmaları görülmüştür. Bunun nedeni, ortamdaki suyun dentin-seramik arayüzünden absorbe olması ile polimerize olmuş rezin simanın yapısında çözünmelerin meydana gelmesi ve termal yaşlandırma işlemi sırasındaki sıcaklık değişimleri olabilir. Restorasyon ve dentin arasında açıkta kalan kollajen fibriller ve rezin yapı; dentin sıvısı, yiyecek ve içecekler, tükürük ve asidik içerikli kimyasal ajanlardan etkilenir (277). Yaşlanma hibrit tabakayı oluşturan komponentleri ayrı ayrı veya aynı anda etkileyerek yıkım süreci başlatabilir (278). Hibrit tabakada meydana gelen bu yıkım, kollajen matriksin ve rezin yapının hidrolitik yıkımına bağlıdır (278-280).

Bu in vitro tez çalışmasının limitasyonları; ağız içindeki sıvıların, ağız ortamı ısısının, pH değişiminin ve okluzal yüklerin in vitro çalışma ortamı ile birebir yansıtılamayışı olarak sayılabilir. Ayrıca çalışmada çekilmiş dişlerin kullanılması, dentin yapısındaki olası farklılıklardan dolayı bağlantı değerlerini değişik derecelerde etkilemiş olabilir. Üretici önerilerinden farklı olarak bağlantı dayanımını arttırmak için çeşitli yüzey işlemlerinin etkinliğinin araştırılacağı çalışmalar yapılabilir.

8. SONUÇLAR

Bu in-vitro tez çalışmasının bulguları ışığında sonuçlar aşağıda verilmiştir.

1. CAD-CAM materyalleri ile simanlar; CAD-CAM materyalleri ile termal yaşlandırma; materyal, simanlar ve termal yaşlandırma grupları arasında anlamlı etkileşimler görüldü. Termal yaşlandırma işlemi, tüm seramik materyallerin bağlantı dayanım değerlerini, simantasyon prosedüründen bağımsız olarak anlamlı şekilde düşürdü. Hekimler bu değişkenleri göz önünde bulundurmalı, sabit restorasyonların uzun dönem klinik başarısında etkili olan simantasyon işlemleri için, kullanılan materyale uygun siman sistemini tercih etmelidir.
2. En yüksek ortalama bağlantı değeri termal yaşlandırma yapılmayan VS-TE grubunda görülürken ($10,90\pm 0,34$ MPa), en düşük ortalama bağlantı değeri termal yaşlandırma yapılan VE-TE grubunda ($6,37\pm 0,33$ MPa) görüldü. Vita Suprinity materyali kullanıldığında total etch simantasyon sistemi önerilebilirken, Vita Enamic materyali için total etch simantasyon sistemi self etch sistem kadar avantajlı görülmeyebilir.
3. Termal yaşlandırma uygulanan VS-TE ve VS-SA grupları arasında anlamlı etkileşim bulunmadı. Aynı zamanda her iki grup, VS-SE grubuna göre daha yüksek makaslama bağlantı dayanım değerleri gösterdi. Buna göre, Vita Suprinity restorasyonlar için total etch veya self adeziv simantasyon sistemi önerilebilir. Ayrıca Vita Suprinity restorasyonun yapılacağı derin kavitelerde ve postoperatif hassasiyetin yüksek olduğu vakalarda total etch siman sistemini tercih etmek yerine asitlemenin yapılmadığı tek aşamalı self adeziv siman sistemlerinin kullanımı tavsiye edilebilir.

4. VE grubuna termal yaşlandırma uygulanmadığında, TE ve SA siman sistemleri arasında anlamlı etkileşim bulunmadı. Ek olarak VE-SE grubuna ait ortalama makaslama bağlantı değerleri daha yüksek bulundu. Vita Enamic materyallerinden üretilen restorasyonları, self etch siman sistemi kullanarak simante etmek önerilebilir.
5. GC grubunun ortalama bağlantı dayanımı değerlerine bakıldığında ise VE örneklerine benzer şekilde GC-SE grubuna ait makaslama bağlantı değerleri daha yüksek bulundu. Bu sonuca göre Cerasmart materyallerinden üretilen restorasyonlar için de self etch siman sistemi kullanarak simante etmek önerilebilir.

9. KAYNAKLAR

- 1) Conrad HJ, SeongWJ, Pesun IJ (2007). Current ceramic material and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98(5): 389-404.
- 2) Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2006). Computer aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 137(9): 1289-96.
- 3) Karataşlı B, Bultan Ö, Özer Y (2015). Dental CAD-CAM materyalleri. *Türkiye Klinkleri J Prosthodont-Special Topics* 1(1): 1-7.
- 4) Kılınç H, Turgut S, Ayaz EA, Bağış B (2018). Güncel nanoseramik ve hibrit CAD-CAM materyalleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 28(4): 592-598.
- 5) Dikiciler S (2016). Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv rezin simanlarda güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 14: 152-158.
- 6) Elsaka SE (2014). Bond strength of novel CAD-CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent* 16(6): 531-40.
- 7) Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 22(2): 205-16.
- 8) Silva E Souza MH, Carneiro KG, Lobato MF, Silva Souza Pde A, De Goes MF (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 18(3): 207-214.
- 9) Türk AG, Ulusoy M, Önal B (2014). The use of composite resin cements for indirect restorations. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 35(2): 1-8.
- 10) Maloney WJ, Maloney MP (2009). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *J Mass Dent Soc* 58(2): 28-9.
- 11) Kelly JR, Nishimura I., Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent* 75(1): 18-32.
- 12) Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics. In: Denry IL *All-Ceramic Restorations*, 4th ed. St Louis Missouri, Mosby Elsevier.
- 13) McLean JW (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics*, Vol II. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo.

- 14) Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *J Prosthet Dent* 91(2): 136-43.
- 15) Qualtrough AJE, Piddock V (1997). Ceramic update. *Journal of Dentistry* 25(2): 91-95.
- 16) Tural Z, Şener Yamaner ID, Tuncer EB (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 10: 157-166.
- 17) Moffa JP, Lugassy AA, Ellison JA (1988). Clinical evaluation of castable ceramic material. *J Dent Res* 67: 118.
- 18) Kelly JR, Campbell SD (1989). Fracture surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 62(5): 536-41.
- 19) Sjögren G, Lantto R, Tillberg A (1999). Clinical evaluation of all ceramic crowns (dicor) in general practice. *J Prosthet Dent* 81(3): 277-84.
- 20) Jones DW (1985). Development of dental ceramics. an historical perspective. *Dent Clin. North. Am* 29(4): 621-44.
- 21) Hondrum SO (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 67(6): 859-65.
- 22) Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF (1994). Fracture surface characterization of clinically failed all ceramic crowns. *J. Dent Res* 73(12): 1824-32.
- 23) Wagner WC, Chu TM (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 76(2): 140-4.
- 24) Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 88(1): 4-9.
- 25) Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 88(1): 10-5.
- 26) Sundh A, Sjogren GA (2004). Comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 31(7): 682-8.

- 27) Rosenblum MA, Schulman A (1997). A review of all ceramic restoration. *J Am Dent Assoc* 128(3): 297-307.
- 28) Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ (1997). The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics part I. *J Dent* 25(5): 399-407.
- 29) Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT (1999). Comparative mechanical property characterization of 3 all ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 12(6): 534-41.
- 30) Üçtaşlı S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoğlu A (1996). The strength of a heatpressed all-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 23(4): 257-61.
- 31) Şener ID, Türker ŞB (2009). Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 19(1): 61-7.
- 32) Chu SJ (2012). Current clinical strategies with lithium disilicate restorations. *Compend Contin Educ Dent* 33(1): 64, 66-7.
- 33) Griggs JA (2007). Recent advances in materials for all ceramic restorations. *Dent Clin N Am* 51(3): 713-27.
- 34) Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J. Prosthodont* 17(5): 415-9.
- 35) Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Walter MH (2006). Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *Int J Prosthodont* 19(4): 397-9.
- 36) Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Implants Res* 18(3): 73-85.
- 37) Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 18(3): 86-96.
- 38) Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH (2008). Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 116(3) :272-9.

- 39) Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* 26(1): 31–41.
- 40) O'brien WJ (2002). *Dental Materials and Their Selection*. In: O'brien WJ, editor. 3th Ed. Chicago: Quintessence Publishing Co.
- 41) Bayındır F, Uzun İH (2007). Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2: 33-42
- 42) Shi JY, Li X, Ni J, Zhu ZY (2016). Clinical evaluation and patient satisfaction of single zirconia based and high-noble alloy porcelain-fused-to-metal crowns in the esthetic area: a retrospective cohort study. *J Prosthodont* 25(7): 526-530.
- 43) *Dental Materials Science* (1993). 2nd edition. Cork University Press p.112–120.
- 44) Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL (2008). Clinical assesment of high-strenght all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont Dent* 83(4): 396-401.
- 45) Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 89(4): 374–80.
- 46) El-Mowafy O, Brochu JF (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations: a literature review. *J Can Dent Assoc* 68(4):233–7.
- 47) Coşkun A, Yaluğ S (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 5(2): 97-102.
- 48) Jedyrakiewicz N, Martin N (2001). Cerec science, research and clinical application. *Compend Contin Educ Dent* 22(6):7-13.
- 49) Kalaycı BB, Bayındır F (2015). Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 11: 129-136.
- 50) Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 20(5): 329-339.
- 51) Andersson M, Oden A (1993). A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 51(1): 59-64.
- 52) Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergmann B (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 76(2): 187-193.

- 53) 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.
- 54) Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S (2015). Intraoral scanning systems-a current overview. *Int J Comput Dent* 18(2) :101-29.
- 55) Ting-Shu S, Jian S (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont* 24(4): 313-21.
- 56) Abdel-Azim T, Zandinejad A, Metz M, Morton D (2015). Maxillary and mandibular rehabilitation in the esthetic zone using a digital impression technique and CAD/CAM-fabricated prostheses: a multidisciplinary clinical report. *Oper Dent* 40(4) :350-6.
- 57) Alghazzawi TF (2016). Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *Journal of Prosthodont Res* 60(2): 72-84.
- 58) Persson M, Andersson M, Bergman B (1995). The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM Crowns. *J Prosthet Dent* 74(3): 223-229.
- 59) Kobayashi Y, Lee G, Hotta Y, Fujiwara N, Miyazaki T (2000). The effect of proximal teeth on the digitizing accuracy of the shoulder margin of the crown abutment by a laser digitizer equipped in an experimentally developed CAD/CAM device. *J Showa Univ Dent* 20: 158-164.
- 60) <https://www.3shape.com/>
- 61) Alghazzawi T, Alsamadani K, Lemons J, Liu PR, Essig M, Bartolucci A (2015). Effect of imaging powder and CAD/CAM stone types on the marginal gap of zirconia crowns. *J Am Dent Assoc* 146(2): 111-20.
- 62) Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin Th (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 12(1): 11-28.
- 63) Van Noort R (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 28(1) :3-12.
- 64) Torabi K, Farjood E, Hamedani S (2015). Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics: a review of literature. *J Dent (Shiraz)* 16(1) :1-9.
- 65) Bosch G, Ender A, Mehl A (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent* 112(6): 1425-31.

- 66) Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P (2011). The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 27(4): 356–63.
- 67) Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI (2008). A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod* 35(3) :191–201.
- 68) Karaalioğlu OF, Duymuş YZ (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD-CAM sistemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 18(1): 25-32.
- 69) Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W (2014). Accuracy of computer-aided design/computer aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc* 145(11): 1133–40.
- 70) Kim JH, Kim KB, Kim WC, Kim HY (2014). Accuracy and precision of polyurethane dental arch models fabricated using a three-dimensional subtractive rapid prototyping method with an intraoral scanning technique. *Korean J Orthod* 44(2): 69–76.
- 71) Park JM, Yi TK, Koak JY, Kim SK, Park EJ, Heo SJ (2014). Comparison of five-axis milling and rapid prototyping for implant surgical templates. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29(2): 374–83.
- 72) Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L (1997). CAD/CAM fillings of the future. *Int Dent J* 47(5): 247-58.
- 73) Mehl A, Hickel R (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 2(1): 9-35.
- 74) Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc* 132(9): 1301-3.
- 75) Palin W, Trevor Burke FJ (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update* 32(10): 566–572.
- 76) Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P (2016). Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 20(2): 291-300.
- 77) Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A (2015). Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol* 7(3): 57–70.

- 78) Ng J, Ruse D, Wyatt C (2014). A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 112(3): 555-60.
- 79) Liu PR (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 26(7): 507-8.
- 80) 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.
- 81) Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K H, Hickel R (1997). A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 76(11): 1799-1807.
- 82) May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR (1998). Precision of fit: the Procera Allceram crown. *J Prosthet Dent* 80(4): 394-404.
- 83) Reiss B (2007). Cerec standard 3-D occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent* 10(1): 69-75.
- 84) 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.
- 85) Sjögren G, Molin M, Van Dijken JW (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont* 17(2): 241-246.
- 86) Otto T, De Nisco S (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 15(2):122-128.
- 87) Reiss B (2006). Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *Int J Comput Dent* 9(1): 11-2.
- 88) Raigrodski AJ (2005). All-ceramic full-coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. *Pract Proced Aesthet Dent* 17(4): 249-256.
- 89) Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M (2005). Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 21(10): 930-937.
- 90) Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113(2): 174-179.

- 91) Ruse ND, Sadoun MJ (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 3(12):1232-4.
- 92) Denry I, Kelly JR (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 93(12): 1235-42.
- 93) 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.
- 94) Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc* 136(12): 1714-1723.
- 95) Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB (2013). Clinical outcome of single porcelain fused-to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 110(6): 455–461.
- 96) Özer F, Mante FK, Chiche G, Saleh N, Takeichi T, Blatz MB (2014). A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain fused-to-metal crowns in private practice. *Quintessence Int* 45(1): 31-38.
- 97) Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G (2015). Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater* 31(8): 168-77.
- 98) Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 28(4): 449-56.
- 99) Harada A, Nakamura K, Kanno T, Inagaki R, Örtengren U, Niwano Y (2015). Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci* 123(2): 122-9.
- 100) Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 35: 93-101.
- 101) Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM (2015). Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *Biomed Res Int* 2015: 418-641.
- 102) Zhao K, Wei YR, Pan Y, Zhang XP, Swain MV, Guess PC (2014). Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass ceramic molar crowns. *Dent Mater* 30(2): 164-71.

- 103) Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci* 57(3): 255-61.
- 104) Moon JD, Seon EM, Son SA, Jung KH, Kwon YH, Park JK (2015). Effect of immersion into solutions at various pH on the color stability of composite resins with different shades. *Restor Dent Endod* 40(4): 270-276.
- 105) He LH, Swain M (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 27(6): 527-34.
- 106) 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.
- 107) Kruger S, Deubener J, Ritzberger C, Holand W (2013). Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application. *Int J Appl Glass Sci* 4(1): 9-19.
- 108) Guth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater* 32(6): 865-871.
- 109) Fradani M, D'amelio M, Redemagni M, Corrado M (2005). Five-year follow-up with procera all ceramic crowns. *Quintessence Int* 36(2):105-13.
- 110) Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 29(12): 1201-8.
- 111) Ruse ND, Sadoun MJ (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 93(12): 1232-1234.
- 112) Nguyena JF, Migonney V, Rusec ND, Sadouna M (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 28(5): 529-534.
- 113) Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF (2015). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 55: 1-11.
- 114) Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger Wj, Arksornnukit M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater* 33(5): 705-710.
- 115) Giordano R (2006). Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. *J Am Dent Assoc* 137(1):14-21.

- 116) Raigrodski AJ (2004). Contemporary all ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 48(2): 531-44.
- 117) Tekçe N, Pala K, Demirci M, Tuncer S (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dent Mater* 35(3): 523-531.
- 118) www.gcamerica.com
- 119) Gracis S, Thompson V, Ferencz J (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 28(3): 227-235.
- 120) Petrini M, Ferrante M, Su B (2013). Fabrication and characterization of bio-mimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater* 29(4): 375-380.
- 121) Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC (2015). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater* 32(1): 34-42.
- 122) www.vita-enamic.com
- 123) Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 30(5): 564-9.
- 124) Coldea A, Swain MV, Thiel N (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 29(4): 419-26.
- 125) Reich S (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *Int J Comput Dent* 18(2): 131-146.
- 126) Traini T, Sinjari B, Pascetta R (2016). The zirconia-reinforced lithiumsilicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dent Mater J* 35(5): 748-75.
- 127) Tuncel İ, Turp İ, Üşümez A (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *J Adv Prosthodont* 8(3): 181-186.
- 128) www.vita-suprinity.com
- 129) 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.
- 130) Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* (81): 135-141.
- 131) Pegoraro TA, Da Silva NR, Carvalho RM (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 51(2): 453-471.

- 132) O'brien WJ (2008). *Dental Materials and Their Selection*. In: O'brien WJ editor. 2nd ed. Chigaco: Quintessence Publishing Co Inc. p. 150-151.
- 133) Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 27(5): 321-6.
- 134) Zaimoğlu A, Can G (2004). *Sabit Protezler*. 1. baskı. Ankara: A.Ü. Basımevi; p.255-282.
- 135) Dikiciler S (2016). Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv rezin simanlarda güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg* 14: 152-158.
- 136) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28(3): 215-35.
- 137) Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 6: 119- 144.
- 138) Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia* 8(1): 1-172.
- 139) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16(3): 265-273.
- 140) Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal* 24(1): 1-13.
- 141) Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo S (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 24(1): 90-101.
- 142) Tay FR, Pashley DH (2003). Water treeing-a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 16(1): 6-12.
- 143) Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Marquezini LJR, Silva SMA, Kussmaul APM (2004). Adesivos dentinários: fundamentos para aplicação clínica. *Revista biodonto* 2(1): 6-86.

- 144) Breschi L, Perdigão J, Gobbi P, Mazzotti G, Falconi M, Lopes M (2003). Immunocytochemical identification of type I collagen in acid-etched dentin. *J Biomed Mater Res A* 66(11): 764-769.
- 145) Ferrari M, Goracci G, Garcia-Godoy F (1997). Bonding mechanism of three "one-bottle" systems to conditioned ad unconditioned enamel and dentin. *Am J Dent* 10(5): 224-230.
- 146) Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yıldız E, Yücel T, Vanherle G (1996). The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 9(4): 167-173.
- 147) El Feninat F, Ellis TH, Sacher E, Stangel I (2001). A tapping mode AFM study of collapse and denaturation in dentinal collagen. *Dent Mater* 17(4): 284-288.
- 148) Nakabayashi N, Takarada K (1992). Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 8(2): 125-130.
- 149) Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FC, Tay FR, Pashley DH (2003). Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res* 82(8): 597-601.
- 150) Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28(26): 3757-85.
- 151) Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Hiraishi N, Yiu CK (2005). Water treeing in simplified dentin adhesives. *Oper Dent* 30(5): 561-79.
- 152) Eren D, Bektaş ÖÖ (2006). Dental adezivler. *Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 9(1): 63-67.
- 153) Tay FR, Pashley DH (2003). Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 69(11): 726-31.
- 154) Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A (2002). Single step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 30(78): 371-82.
- 155) Manso AP, Marquezini LJR, Silva SM, Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM (2008). Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. *Dent Mater* 24(4): 476-82.

- 156) Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H (2005). Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strength of primer-adhesive mixture. *Dent Mater* 21(11) :1051-8.
- 157) Pashley EL, Zang Y, Lokwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH (1998). Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater* 14(1): 6-10.
- 158) Van Meerbeek B, Dhém A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1993). Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 72(2): 495-501.
- 159) Patil BS, Rao BR, Sharathchandra SM, Hegde R, Kumar GV (2013). Comparative evaluation of self-etching primers and phosphoric acid effectiveness on composite to enamel bond: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 14(5): 790-795.
- 160) Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B (2001). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3(3): 237-245.
- 161) Finger WJ, Balkenhol M (2000). Rewetting strategies for bonding to dry dentin with an acetone-based adhesive. *J Adhes Dent* 2(1): 51-56.
- 162) Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A (2000). Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25(4): 324-330.
- 163) Gwinnett AJ (1992). Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent* 5(3): 127-129.
- 164) Kanca J 3rd (1992). Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 5(4): 213-215.
- 165) Perdigao J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW (2006). In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I-microtensile bond strengths. *J Adhes Dent* 8(6): 367-373.
- 166) Tay FR, Carvalho R, Sno H, Pashley DH (2000). Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2(2): 99-116.
- 167) Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL, Pashley DH (2000). An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2(2): 83-98.

- 168) Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH (1994). Bonding to ground dentin by a phenyl-p self-etching primer. *J Dent Res* 73(6): 1212-1220.
- 169) Inoue S, Van Meerbeek B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G (2000). Adhesion mechanisms of self-etching adhesives. In: Prati C, Toledano M, Tagami J. *Proceedings Book of The International Symposium: Advanced Adhesive Dentistry, 3-4 December 1999, Granada. 2000*, 131-175.
- 170) Tay FR, Pashley DH (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17(4): 296-308.
- 171) Oliveira SS, Marshall SJ, Hilton JF, Marshall GW (2002). Etching kinetics of a self-etching primer. *Biomater* 23(20): 4105-4112.
- 172) Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA (2001). Influence of self etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 14(4): 205-210.
- 173) Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 83(6): 445-58.
- 174) Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 79(2): 709-714.
- 175) Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH (2002). How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 4(4): 255-269.
- 176) Nishitani Y, Yoshiama M, Donnelly AM, Agee KA, Sword J, Tay FR (2006). Effects of resin hydrophilicity on dentin bond strength. *J Dent Res* 85(11): 1016-21.
- 177) Chaves CAL, Melo RM, Passos SP, Camargo FP, Bottino MA, Balducci I (2009). Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci* 17(3): 155-60.
- 178) Miyazaki M, Platt JA, Onose H, Moore BK (1996). Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. *Oper Dent* 21(4): 167-72.

- 179) Camps J, Pashley DH (2000). Buffering action of human dentin in vitro. *J Adhes Dent* 2(1): 39-50.
- 180) Bağlar S, Bayraktar Y, Ercan E, Mutluay AT, Şengün A (2015). The challenge of MDP monomer containing adhesive systems: comparison of shear bond strengths. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 25(1): 21-28.
- 181) Tsuchiya K, Takamizawa T, Barkmeier WW (2015). Effect of a functional monomer (MDP) on the enamel bond durability of single-step self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 124(1): 96-102.
- 182) Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N (2012). Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res* 91(4): 376-381.
- 183) Dieng-Sarr F, Sharrock P, Dabsie F, Grégoire G (2011). Modifications of the organic and mineral fractions of dental tissues following conditioning by self-etching adhesives. *J Dent* 39(2): 141-147.
- 184) Cho BH, Dickens SH (2004). Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater* 20(2): 107-115.
- 185) Haller B (2000). Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent* 13(1): 44-50.
- 186) Walker MP, Wang Y, Swafford J, Evans A, Spencer P (2000). Influence of additional acid etch treatment on resin cement dentin infiltration. *J Prosthodont* 9(2): 77-81.
- 187) Agee KL, Pashley EL, Itthagarun A, Sano H, Tay FR, Pashley DH (2003). Submicron hiati in acid-etched dentin are artifacts of desiccation. *Dent Mater* 19(1): 60-68.
- 188) Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR (2005). A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 26(9): 1035-1042.
- 189) Itthagarun A, Tay FR (2000). Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent* 13(4): 195-200.
- 190) Frankenberger R, Perdigo J, Rosa BT, Lopes M (2001). "No bottle" vs "Multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 17(5): 373-380.

- 191) Chan KM, Tay FR, King NM, Imazato S, Pashley DH (2003). Bonding of mild self-etching primers/adhesives to dentin with thick smear layers. *Am J Dent* 16(5): 340-346.
- 192) Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A (2015). Influence of water storage on fatigue strength of self-etch adhesives. *Journal of Dentistry* 43(12): 1416-1427.
- 193) Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Accorinte ML (2005). Effect of smear layer thickness and acidity of self etching solution on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent* 33(7): 549-59.
- 194) Reis A, Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, de Oliveira Bauer RJ, Grande RHM, Klein Junior CA, Baumhardt-Neto R, Loguercio AD (2008). Can the durability of one-step self-etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin. *J Dent* 36(5): 309-15.
- 195) Sancaklı HŞ (2010). Dentin bağlayıcı sistemler ve hibrit tabakanın oluşturulması. *İstanbul Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 44(2):189-195.
- 196) Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M (2008). Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res* 87(8): 757-761.
- 197) Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K (2005). Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 84(12): 1160-1164.
- 198) Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT (2011). Self-adhesive resin cements-chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 38(4): 295-314.
- 199) Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Shintani H, Van Meerbeek B (2005). Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater* 21(2): 110-124.
- 200) De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 82(2): 136-140.
- 201) Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008). The role of HEMA in one step self etch adhesives. *Dent Mater* 24(10): 1412-9.

- 202) Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater* 26(2): e50–62.
- 203) Tekçe N (2013). *İn vitro* bağlanma dayanım testleri ile klinik çalışmalar arasındaki ilişki. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 34(2): 57-65.
- 204) Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 26(2): 100-121.
- 205) Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP (2008). Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 16(4):158-65.
- 206) Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 10(4):236-40.
- 207) Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P (2014). Validity of bond strength tests: a critical review-part II. *J Conserv Dent* 17(5): 420-426.
- 208) Leloup G, D’Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 80(7):1605-14.
- 209) DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 11(2):126-31.
- 210) 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* 35(5): 728-735.
- 211) Poggio C, Pigozzo M, Ceci M, Scribante A, Beltrami R, Chiesa M (2016). Influence of different luting protocols on shear bond strength of computer aided design/computer aided manufacturing resin nanoceramic material to dentin. *Dent Res J* 3(2): 91-7.
- 212) Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA (2009). Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *J Prosthet Dent* 101(2): 107-18.

- 213) Kern M, Barloi A, Yang B (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 88(9): 817–22.
- 214) Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P (2014). Validity of bond strength tests: a critical review: part I. *J Conserv Dent* 17(4): 305-311.
- 215) Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 26(2): 38-49.
- 216) Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G (1989). A critique of bond strength measurements. *J Dent* 17(2): 61–7.
- 217) Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC (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.
- 218) Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I (2008). Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 24(7): 967-77.
- 219) Jainan A, Palamara JE, 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.
- 220) Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y (1999). The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1(4): 299-309.
- 221) Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 11(2): 117-25.
- 222) Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 18(5): 380-8.
- 223) Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J (2002). Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent* 27(4): 403-9.
- 224) Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F (2008). Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and pushout tests. *Dent Mater* 24(10): 1405-11.
- 225) Suzuki E (2002). High-resolution scanning electron microscopy of immunogold-labelled cells by the use of thin plasma coating of osmium. *J Microsc* 208(3): 153-157.

- 226) Johal MS (2011). Understanding nanomaterials. Boca Raton: CRC Press.
- 227) Goldstein JI, Newbury DE (2013). Scanning electron microscopy and x-ray microanalysis, New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers.
- 228) Zhigang LI (2003). Industrial applications of electron microscopy. New York&Basel: Marcel Dekker AG.
- 229) Wassilkowska A, Czaplicka-Kotas A, Zielina M, Bielski A (2014). An analysis of the elemental composition of micro-samples using EDS technique. *Czasopismo Techniczne* 1(18): 133-148.
- 230) Galea MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27(2): 89-99.
- 231) Bähr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 32(3): 492-501.
- 232) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16(3): 265-73.
- 233) Ölmez A, Öztaş N, Başak F, Sabuncuoğlu B (1988). A histopathologic study of direct pulp-capping with adhesive resins. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 86(1): 98-103.
- 234) Susin AH, Vasconcellos WA, Saad JR, Oliveira Junior OB (2007). Tensile bond strength of self-etching versus total-etching adhesive systems under different dentinal substrate conditions. *Braz Oral Res* 21(1): 81-86.
- 235) Perdigão J (2010). Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26(2): 24-37.
- 236) De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84(2): 118-132.
- 237) Swift J (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 24(5): 456-461.
- 238) Sancaklı HS, Yıldız E, Bayrak I, Özel S (2014). Effect of different adhesive strategies on the post-operative sensitivity of Class I composite restorations. *Eur J Dent* 8(1): 15-22.

- 239) Piemjai M, Nakabayashi N (2001). Effect of dentin conditioners on wet bonding of 4-META/MMA-TBB resin. *J Adhes Dent* 3(4): 325-31.
- 240) Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N (2001). Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 17(2): 122-6.
- 241) Irie M, Suzuki K, Windmuller B (2002). Effect of one-day storage on marginal gap of composite inlays. *J Dent Res* 81(A-415): 3365.
- 242) Rely X Unicem Technical Data Sheet Espertise (2002). 3M ESPE.
- 243) Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA (2007). Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater* 23(11): 1323-1331.
- 244) Phoenix RD, Shen C (1995). Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *Int J Prosthodont* 8(2): 187-194.
- 245) Özcan M, Volpato CÂ (2016). Surface conditioning and bonding protocol for polymer-infiltrated ceramic: how and why? *J Adhes Dent* 18(2): 174–5.
- 246) Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri LN, Van Meerbeek B (2017). Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent* 42(1): 73-81.
- 247) Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevska CB, Van Meerbeek B (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent* 18(4): 289-302.
- 248) Higashi M, Matsumoto M, Kawaguchi A, Miura J, Minamino T, Kabetani T (2016). Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks part 1: Effects of sandblasting and silanization. *Dent Mater J* 35(1): 21-8.
- 249) Kassotakis EM, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I (2015). Evaluation of the effect of different surface treatments on luting CAD/CAM composite resin overlay workpieces. *J Adhes Dent* 17(6): 521-8.
- 250) Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A (2015). Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 18(1): 9-20.

- 251) 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.
- 252) 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.
- 253) Shinohara A, Taira Y, Sawase T (2017). Effects of tributylborane-activated adhesive and two silane agents on bonding computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) resin composite. *Odontology* 105(4): 437-42.
- 254) Arao N, Yoshida K, Sawase T (2015). Effects of air abrasion with alumina or glass beads on surface characteristics of CAD/CAM composite materials and the bond strength of resin cements. *J Appl Oral Sci* 23(6): 629-36.
- 255) Zaghoul H, Elkassas DW, Haridy MF (2014). Effect of incorporation of silane in the bonding agent on the repair potential of machinable esthetic blocks. *Eur J Dent* 8(1): 44-52.
- 256) Stawarczyk B, Stich N, Eichberger M, Edelhoff D, Roos M, Gernet W (2014). Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dent Mater* 30(3): 334-42.
- 257) Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM (2015). Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent* 40(3): 83-91.
- 258) Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ (2010). Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments. *J Dent* 38(1): 29-38.
- 259) Mine A, Kabetani T, Kawaguchi-Uemura A, Higashi M, Tajiri Y, Hagino R, Imai D, Yumitate M, Ban S, Matsumoto M, Yatani H (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.
- 260) Çelik E, Şahin SC, Dede DÖ (2018). Shear bond strength of nanohybrid composite to the resin matrix ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg* 36(8): 424-430.

- 261) Özcan M, Vallittu PK (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 19(8): 725-31.
- 262) Falkensammer F, Freudenthaler J, Pseiner B, Bantleon HP (2012). Influence of surface conditioning on ceramic microstructure and bracket adhesion. *Eur J Orthod* 34(4): 498-504.
- 263) Muñoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, Loguercio AD (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent* 40(3): 282-292.
- 264) Amsler F, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S (2015). Bond strength of resin composite to dentin with different adhesive systems: influence of relative humidity and application time. *J Adhes Dent* 17(3): 249-256.
- 265) Santschi K, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S (2015). Effect of salivary contamination and decontamination on bond strength of two one-step self-etching adhesives to dentin of primary and permanent teeth. *J Adhes Dent* 17(1): 51-57.
- 266) Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M (2015). Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent* 114(4): 574-579.
- 267) Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 24(4): 655-665.
- 268) Van Landuyt KL, De Munck J, Mine A, Cardoso MV, Peumans M, Van Meerbeek B (2010). Filler debonding & subhybrid-layer failures in self-etch adhesives. *J Dent Res* 89(10): 1045-50.
- 269) Alex G (2008). Adhesive considerations in the placement of direct composite restorations. *Compend* 1(1): 20-25.
- 270) Tylka DF, Stewart GP (1994). Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent* 72:121-7.
- 271) Nishiyama N, Tay FR, Fujita K (2006). Hydrolysis of functional monomers in single-bottle self-etching primer-correlation of ¹³C NMR and TEM findings. *J Dent Res* 85(5): 422-426.

- 272) Shafiei F, Memarpour M (2010). Effect of chlorhexidine application on long-term shear bond strength of resin cements to dentin. *J Prosthodont Res* 54(4): 153-158.
- 273) Dantas DC, Ribeiro AI, Lima LH, De Lima M, Guênes G, Braz AK, Braz R (2008). Influence of water storage time on the bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems. *Braz Dent J* 19(3): 219-223.
- 274) Jetti RR, Balasubramaniam M, Chidambaranathan AS, Srinivasan S (2015). Evaluation of shear bond strength of feldspathic CAD/CAM ceramic with dentin using 2 bonding agents and 2 surface treatments- an in vitro study. *J Clin Diagn Res* (11): 36-39.
- 275) Rigos AE, Dandoulaki C, Kontonasaki E, Kokoti M, Papadopoulou L, Koidis P (2019). Effect of immediate dentin sealing on the bond strength of monolithic zirconia to human dentin. *Oper Dent* doi: 10.2341/18-198-L.
- 276) Tylka DF, Stewart GP (1994). Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain composite repair. *J Prosthet Dent* 72(2): 121-7.
- 277) Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona Silmara AM (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent* 19(6): 340-54.
- 278) Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenora M, Lenarda R, Dorigo EDS (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 24(1): 90-101.
- 279) Tekçe N, Demirci M, Tuncer S (2013). Dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanıklılığını değerlendirme yöntemleri. *İstanbul Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 47 (1): 73-91.

10. EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı



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

Sayı : 24237859- 175
Konu: Etik Kurul onay belgesi

20/03/2018

Sayın; Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ
Protetik Diş Tedavisi ABD.

“Tek Seans CAD/CAM Blokların Farklı Şıman Sistemleri ve Yaşlandırma İşlemi Sonrasında Dentine Bağlanma Dayanımının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi” başlıklı etik kurul 2018/43 protokol numaralı tez çalışması 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

Ek 2. Proje Onayı



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


Sayı : 24237859- 175
Konu: Etik Kurul onay belgesi

20/03/2018

Sayın; Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ
Protetik Diş Tedavisi ABD.

“Tek Seans CAD/CAM Blokların Farklı Sıman Sistemleri ve Yaşlandırma İşlemi Sonrasında Dentine Bağlanma Dayanımının In Vitro Olarak Değerlendirilmesi” başlıklı etik kurul 2018/43 protokol numaralı tez çalışması 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

17. ÖZGEÇMİŞ

AD-SOYAD: SEDA ÜSTÜN

DOĞUM TARİHİ: 18.05.1990

UYRUĞU: TC

EĞİTİMİ: İskenderpaşa İlköğretim Okulu (1996-2004)

Trabzon Yomra Fen Lisesi (2004-2007)

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2007-2013)

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi (2016-devam ediyor)

YABANCI DİL: İNGİLİZCE

- Yükseköğretim Kurumları Yabancı Dil (YÖKDİL) Sınavı (10.03.2019): 70 Puan

AKADEMİK ÇALIŞMALAR:

- KTÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi / Tek Seans CAD-CAM Bloklarının Farklı Siman Sistemleri ve Yaşlandırma İşlemi Sonrasında Dentine Bağlanma Dayanımının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, 7636 nolu projede araştırmacı (devam ediyor)
- Türk Diş Hekimleri Birliği 2018 Eylül Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi'nde Sözlü Sunum
- Türk Diş Hekimleri Birliği 2018 Eylül Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi'nde Poster Bildiri