

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**LAMİNAT VENER RESTORASYON YAPIMINDA KULLANILAN FARKLI
YÜZEY PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ CAD/CAM
MATERYALLERİNİN MİNEYE OLAN MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIMI**

Dt. Yusuf Emre MERAL

Protez Programı

DOKTORA TEZİ

ANKARA

2015

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**LAMİNAT VENER RESTORASYON YAPIMINDA KULLANILAN FARKLI
YÜZEY PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ CAD/CAM
MATERYALLERİNİN MİNEYE OLAN MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIMI**

Dt. Yusuf Emre MERAL

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nesrin ANIL**

**ANKARA
2015**

ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı : **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**
 Program : **Protez - Doktora**
 Tez Başlığı : **Laminat Vener Restorasyon Yapımında Kullanılan Farklı
 Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri Uygulanmış CAD/CAM
 Materyallerinin Mineye Olan Makaslama Bağlanma Dayanımı**
 Öğrenci Adı-Soyadı : **Yusuf Emre MERAL**
 Savunma Sınavı Tarihi : **30/09/2015**

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: **Prof. Dr. Yavuz ASLAN**
(Hacettepe Üniversitesi)

Tez danışmanı: **Prof. Dr. Nesrin ANIL**
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: **Prof. Dr. Nur E. HERSEK**
(Hacettepe Üniversitesi)

Üye: **Prof. Dr. Cemal AYDIN**
(Gazi Üniversitesi)

Üye: **Prof. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU**
(Başkent Üniversitesi)

(İmza)

(İmza)

(İmza)

(İmza)

(İmza)

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

(İmza)

Prof.Dr. Ersin FADILLIOĞLU

Müdür

TEŞEKKÜR

Tez danışmanım olarak çalışmaya yol gösterici katkılarda bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Nesrin ANIL'a,
Tez izleme komitesinde görev alarak çalışmaya değerli katkılar sağlayan Prof. Dr. Yavuz ASLAN ve Prof. Dr. Nur E. HERSEK'e,
En yoğun zamanında bile kapısı her zaman açık olan Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Ahmet SARPER'e,
Lazer çalışmaları sırasında teknik yardımlarda bulunan Ağız, Diş ve Çene Hastalıkları Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU ve Dr. Özgür BAŞLARLI'ya,
Doktora öğrenciliğim boyunca eğitimime katkıları olan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve öğretim elemanlarına,
Araştırma görevlisi ve diş hekimi olarak beraber çalışma şansını yakaladığım tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına,
Gösterdikleri sınırsız sabır ve manevi destek için, önce diş hekimliği mesleğini, sonra da doktora için protez uzmanlığını seçmemde en büyük etmen olan babam Dr. Sadık MERAL'e, annem Melek MERAL'e, kardeşlerim Dt. Salih Eren MERAL ve Enes MERAL'e,
İçtenlikle ve tüm kalbimle teşekkür ederim.
Bu tez Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (TDK-2015-7948).

Dt. Yusuf Emre MERAL

ÖZET

Meral, YE. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2015. Laminat Vener Restorasyon Yapımında Kullanılan Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri Uygulanmış CAD/CAM Materyallerinin Mineye Olan Makaslama Bağlanma Dayanımı. Bu *in-vitro* çalışmanın amacı, laminat vener yapımında kullanılan CAD/CAM materyallerinin farklı yöntemlerle pürüzlendirilmesinden sonra mine yüzeyine makaslama bağlanma dayanımının ve kırılma modlarının değerlendirilmesidir. Yüzey pürüzlendirme işlemleri; (1) 125 gritlik zımpara ile aşındırma, (2) Nd:YAG lazerle pürüzlendirme, (3) %4 hidroflorik (HF) asitle pürüzlendirme, (4) %9,5 HF asitle pürüzlendirme, (5) 110 µm Al₂O₃ ile kumlama ve (6) 30 µm silika kaplı Al₂O₃ ile tribokimyasal pürüzlendirme, şeklinde gruplanmıştır. Yüzey pürüzlülük ölçümleri 6x6x1 mm boyutlarındaki örneklerde yapılmıştır. Çalışmada 180 adet çekilmiş, çürüksüz ve sağlam insan üst santral ve lateral dişi kullanılmış ve rastgele 18 gruba ayrılmıştır (n=10). Dişler akrilik kalıplara gömülmüş ve mine seviyesinde simantasyon yüzeyleri oluşturulmuştur. Her bir CAD/CAM bloğundan, 4x4x2 mm boyutlarında örnekler hazırlanmıştır. Simantasyon, *dual-cure* rezin simanın, örneklerin simantasyon yüzeylerine uygulanmasıyla gerçekleştirilmiştir. Simante edilen tüm örnekler, 24 saat 37°C distile suda bekletilmiştir. Makaslama bağlanma dayanım testi, üniversal test makinesinde 1 mm/dk piston başlığı hızı ile ve kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Yüzeyler X3 büyüteçli gözlük ile incelenmiş ve kırılma modları (adeziv, karma ve koheziv) belirlenmiştir. İstatistiksel analiz IBM SPSS 21.0 paket programı kullanılarak yapılmıştır. Gruplar arasında ortanca değerler yönünden farkın önemliliği Kruskal Wallis testi, Mann Whitney U testi ve Uyum Analizi ile incelenmiştir (p<0,05). Yüzey pürüzlülüğü 0,80 µm ile 3,11 µm, makaslama bağlanma dayanımı ise 3,78 MPa ile 23,50 MPa arasında değerler göstermiştir. En yüksek yüzey pürüzlülük değerleri 110 µm Al₂O₃ ile kaydedilmiştir. En pürüzlü ve dayanıklı gruplar nanokompozit CAD/CAM materyalinde (LU) bulunmuştur. CAD/CAM materyallerinden feldispatik seramik (SC) ve hibrit seramik (VE) adeziv kırılma eğilimi gösterirken, nanokompozit LU koheziv kırılma eğilimi göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Adeziv diş hekimliği, bağlanma dayanımı, CAD/CAM, yeni seramik/polimer materyaller, yüzey pürüzlendirme.

Destekleyen Kurum: H.Ü.B.A.B. Tez Projesi, Doktora (TDK-2015-7948).

ABSTRACT

Meral, YE. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2015. The Effects of Various Surface Treatments for Laminate Veneer Indicated CAD/CAM Block Materials of Feldspathic, Nanocomposite and Hybrid Ceramic on Shear Bond Strength to Enamel. The purpose of this *in-vitro* study was to assess the effects of various surface treatments, on the surface roughness, shear bond strength to enamel and failures modes of different CAD/CAM block materials that have laminate veneer indications. The surface treatments were grouped as follows: (1) grinding with 125 grit silicone carbide sandpaper, (2) Nd:YAG laser treatment, (3) etching with 4% hydrofluoric acid, (4) etching with 9.5% hydrofluoric acid, (5) air particle abrasion with 110 μm Al_2O_3 , and (6) tribochemical treatment with 30 μm silica coated Al_2O_3 . Surface roughness measurements were performed with a profilometer on 6x6x1 mm specimens. 180 caries-free and sound human maxillary central and lateral incisors were randomly distributed into 18 groups (n=10). After embedding into acrylic resin, intaglio surfaces were prepared on enamel. 4x4x2 mm specimens were prepared from each CAD/CAM block material and tested surface treatments were applied to the cementation surfaces. Bonding to enamel was achieved with a dual-cure adhesive resin cement application. Samples were stored in 37°C distilled water for 24 hours, and shear bond strengths were experimented. Fracture strengths were experimented with of 1.0 mm/min, till the debonding load is reached. The debonded surfaces, both on specimen and enamel, were observed with a 3X loop and modes of failures were determined as adhesive, mixed and cohesive. Statistical analysis was made with SPSS 21.0 for IBM. Kruskal Wallis test, Mann Whitney U test and Correspondence Analysis were used in order to evaluate the level of significance ($p<0.05$). Surface roughness values varied between 0.80 μm and 3.11 μm , while shear bond strength values varied between 3.78 MPa and 23.50 MPa. The highest R_a values were recorded for 110 μm Al_2O_3 . The roughest and the strongest groups were of nanocomposite CAD/CAM block material (LU). CAD/CAM block materials of feldspathic (SC) and hybrid ceramic (VE) showed adhesive failure tendency, while nanocomposite LU caused cohesive tendency.

Keywords: Adhesive dentistry, CAD/CAM, esthetic restoration, new ceramic/polymer materials, surface conditioning.

Supported by H.Ü.B.A.B. Thesis grant, PhD (TDK-2015-7948).

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xi
TABLolar	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Kapsam	1
1.2. Amaçlar ve Hipotezler	2
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Laminat Venerler	3
2.1.1. Laminat Venerlerin Endikasyonları	4
2.1.2. Laminat Venerlerin Kontrendikasyonları	4
2.2. Laminat Venerlerin Sınıflandırılması	5
2.2.1. Direkt Laminat Venerler	5
2.2.2. İndirekt Laminat Venerler	6
2.3. İndirekt Laminat Venerlerin Sınıflandırılması	6
2.3.1. Seramik Laminat Venerler	7
2.3.2. Geliştirilmiş Kompozit Laminat Venerler	7
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	8
2.5. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) Sistemleri	8
2.6. CAD/CAM Laminat Vener Materyalleri	9
2.7. Laminat Vener Simantasyon Tekniği	10
2.8. Seramik Laminat Venerlerde Başarısızlık	11
2.9. Adezyon (Bağlanma) ve Adezyon Mekanizması	12

2.10. Seramik Laminat Venerlerin Mine ile Yaptığı Adezyon Kompleksi	13
2.10.1. Mine Yüzeyi	13
2.10.2. Rezin Simanlar	13
2.10.3. Venerler	14
2.11. Seramik Pürüzlendirme Yöntemleri	14
2.12. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	17
3. GEREÇ ve YÖNTEM	18
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü Yapılacak Örneklerin Hazırlanması	20
3.1.1. Kontrol Grubu	20
3.2. Yüzey Pürüzlendirmesinde Uygulanan İşlemler	20
3.2.1. Lazerle Pürüzlendirme	20
3.2.2. %4 HF Asitle Pürüzlendirme	21
3.2.3. %9,5 HF Asitle Pürüzlendirme	21
3.2.4. Mikromekanik Pürüzlendirme	21
3.2.5. Tribokimyasal Pürüzlendirme	22
3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümlerinin Yapılması	22
3.4. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	22
3.5. Dişlerin Hazırlanması	23
3.6. Dişlere Simante Edilecek Seramik Örneklerin Hazırlanması	23
3.7. Örneklerin Pürüzlendirmesi	23
3.8. Minenin Asitle Pürüzlendirme	24
3.9. Seramik Örneklerin Dişlere Simantasyonu	24
3.10. Makaslama (<i>Shear</i>) Bağlanma Dayanımı Testi	27
3.11. Kırılma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi	28
3.12. İstatistiksel Değerlendirme	29
4. BULGULAR	30
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Değerleri	30
4.1.1. Farklı Pürüzlendirme İşlemlerinin Her Bir Materyalde Oluşturdukları Pürüzlülüklerin Karşılaştırılması	31

4.1.2. Aynı Pürüzlendirme İşlemi Uygulanmış Üç Farklı Materyalin Pürüzlülüklerinin Karşılaştırılması	34
4.2. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Değerleri	36
4.2.1. Farklı Pürüzlendirme İşlemlerinin Her Bir Materyalde Oluşturdukları Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması	37
4.2.2. Aynı Pürüzlendirme İşlemi Uygulanmış Üç Farklı Materyalin Makaslama Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırılması	40
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Makaslama Bağlanma Dayanımı Arasındaki Korelasyon Analizi Bulguları	42
4.4. Kırılma Modu Analiz Bulguları	44
5. TARTIŞMA	47
6. SONUÇLAR	56
KAYNAKLAR	57
EKLER	
Ek 1. Etik Kurul Onayı	

SİMGELER ve KISALTMALAR

μm	Mikrometre (uzunluk birimi)
10-MDP	10-Metakriloksesil Dihidrojen Fosfat
Al_2O_3	Alüminyum Oksit (Alumina)
B_2O_3	Boron Trioksit (Diboron Trioksit)
bar	Hava Basıncı Birimi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacture)
CaO	Kalsiyum Oksit
CO_2	Karbon Dioksit
dk	Dakika (zaman birimi)
Er:YAG	Erbiyum: İttriyum Alüminyum Garnet
H_3PO_4	Fosforik Asit
HF	Hidroflorik
K_2O	Potasyum Oksit
MgO	Magnezyum Oksit
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
mm/dk	Milimetre/Dakika
mm/sn	Milimetre/Saniye
MPa	Megapaskal
Na_2O	Sodyum Oksit
Nd:YAG	Neodimyum: İttriyum Alüminyum Garnet
psi	Pounds per Square Inch (basınç birimi)
SiO_2	Silikon Dioksit
sn	Saniye (zaman birimi)
TiO_2	Titanyum Dioksit
UDMA	Üretan Dimetakrilat
W	Watt (enerji birimi)
Y_2O_3	Yttria
ZrO_2	Zirkonyum Dioksit

ŞEKİLLER

Şekiller	Sayfa
2.1. Mekanik yöntem: A) Alüminyum oksit (Al ₂ O ₃) partiküllerinin yüzeye püskürtülmesi B) Yüzeyde mikroretantif pürüzlülüğün oluşturulması C) Al ₂ O ₃ 'in yüzeyden uzaklaşması	15
2.2. Tribokimyasal yöntem: A) Silika kaplı partikülün püskürtülmesi B) Partikülün yüzeye çarpması C) Partikülün yüzeye temas eden bölgesindeki tribokimyasal kaplama	16
2.3. Yüzey profil analizinde kullanılan parametrelerin grafikleri A) R _a parametresinin grafiği B) R _z parametresinin grafiği	17
3.1. Simantasyonu tamamlanmış örnek	25
3.2. Feldispatik CAD/CAM materyali SC için grupların dağılımı	25
3.3. Nanokompozit CAD/CAM materyali LU için grupların dağılımı	26
3.4. Hibrit Seramik CAD/CAM materyali VE için grupların dağılımı	26
3.5. Akrilik bloklara gömülmüş örnekler	27
3.6. Deney düzeneği	28
4.1. Pürüzlendirme yöntemlerine göre grupların yüzey pürüzlülük değerleri grafiği	31
4.2. Materyallere göre grupların yüzey pürüzlülük değerleri grafiği	34
4.3. Pürüzlendirme yöntemlerine göre grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri grafiği	37
4.4. Materyallere göre grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri grafiği	40
4.5. R _a - MPa saçılım grafiği	43
4.6. Kırılma modları ve CAD/CAM materyalleri için uyum analizi grafiği	46

TABLOLAR

Tablo		Sayfa
3.1.	Çalışmada kullanılan materyaller	19
4.1.	Yüzey pürüzlülük değerleri	30
4.2.	Grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri	36
4.3.	R _a -MPa Pearson korelasyon analizi	44
4.4.	Pürüzlendirme yöntemlerine göre kırılma modlarının dağılımı	44
4.5.	Materyallere göre kırılma modlarının dağılımı	45
4.6.	Gruplara göre kırılma modlarının dağılımı	45

1. GİRİŞ

1.1. Kapsam

Estetik sorunu günümüz diş hekimliğinin en önemli başlığı haline gelmiştir. Gülümsemede oluşturulacak en ufak değişikliğin bile kişinin özellikle sosyal hayatında kendisini daha ön planda hissetmesini sağladığı ve bireyin özgüveni üzerinde şaşırtıcı etkileri olduğu görülmektedir.

Protetik diş hekimliğinin temel prensiplerinden biri dişlerin doğal görünümünün ve gülüş estetiğinin yeniden kazandırılmasıdır. Protetik diş hekimliğinin en büyük güçlüklerinden biri ise, estetik problemlere sahip anterior dişlerin restorasyonudur (1). Mineye yakın ışık geçirgenliği olan seramik materyalinden yapılan laminat venerler, estetik olmayan anterior dişlerin restorasyonunda kullanılmaktadır. Bu tedavi seçeneği sayesinde başarılı estetik görünüm sağlanabilmektedir (2).

Laminat vener gibi estetiğin ön planda olduğu restorasyonların üretiminde, ihtiyaç duyulan hassasiyet düzeyi, hata riskinin en aza indirgenmesini gerektirmektedir. Bu gereksinimi karşılamada, CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture), yani bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemlerinden faydalanılmaktadır. Bu sistemlerde, feldispatik seramik yapısındaki blokların yanı sıra, son yıllarda geliştirilen nanokompozit ve hibrit seramik gibi farklı yapılarıdaki materyaller de kullanılmaktadır.

Restorasyonun diş yüzeyinden ayrılması anlamına gelen, *debonding*, laminat venerlerde en sık görülen başarısızlık şekillerinden biridir. Laminat venerlerin başarısı, diş yüzeyi, rezin siman ve seramik olmak üzere üç farklı bileşenden oluşan adezyon kompleksinin dayanıklılığı ve kalıcılığına bağlıdır (3).

Farklı yapı ve içerikteki CAD/CAM materyallerinin, rezin siman kullanılarak mine yüzeyine simantasyonunda çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu restorasyonların yapıştırılmasında adeziv simantasyon tercih edilmelidir (4). Diş yüzeyi-rezin siman-seramik yapısının birbirine bağlanması konusunda, literatürdeki araştırmaların çoğu, rezin siman-seramik arayüzündeki bağlantının nasıl

geliştirilebileceği konusunda olmuştur. Seramik restorasyonlar için önerilen yöntem, iç yüzeyin HF asit (%5-10) ile pürüzlendirilmesini takiben silan uygulamasıdır (3). Farklı yapı ve içerikteki CAD/CAM materyallerinin, adeziv rezin simanla bağlantısında bu uygulamaların yetersiz olabileceği düşüncesi, bu tez çalışmasının başlangıç noktasını oluşturmuştur. Daha başarılı bir bağlantı elde etmek için farklı pürüzlendirme yöntemlerinin etkisi araştırılmıştır.

1.2. Amaçlar ve Hipotezler

Bu çalışmada,

1. Feldispatik, nanokompozit ve hibrit seramik CAD/CAM materyallerinin lazer, kimyasal, Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal uygulamalar sonucunda oluşan pürüzlülüklerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi,

2. Pürüzlendirilen materyallerin adeziv rezin siman ile simantasyon sonrasında mine yüzeyine olan makaslanma bağlanma dayanımlarının *in vitro* olarak incelenmesi,

3. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulandıktan sonra meydana gelen kırılma modlarının incelenmesi,

4. Pürüzlendirme test bulgularının, makaslama bağlanma dayanıklılığı test bulgularıyla karşılaştırılarak korelasyon kurulması amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın dayandığı hipotezler;

1. Laminat viner restorasyon yapımında kullanılan üç farklı CAD/CAM materyaline uygulanan altı farklı yüzey pürüzlendirme işleminin oluşturduğu yüzey pürüzlülükleri arasında fark olmaması,

2. Pürüzlendirilen materyallerin adeziv rezin siman ile simantasyonundan sonra mine yüzeyine olan makaslama bağlanma dayanımları arasında fark olmaması olarak belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

Laminat venerler, ideal estetiği sağlayan konservatif tedavi seçeneği olarak, pozisyon bozukluğu olan, renklenmiş, travmaya uğramış, kırılmış ya da aşınmış anterior dişlerde yıllardır kullanılmaktadır.

İlk kez 1862 yılında, translusent seramiklerin klinik kullanımı gerçekleşmiş ve 1920-1940 yılları arasında bu kullanım yaygın hale gelmiştir (5,6). 1938 yılında, Pincus laminat vener ve diş arasındaki bağlantıyı sağlamak için dental adeziv kullanmayı denemiş (7), ancak kullandığı laminat vener materyalinin kırılabilirliği ve dental adezivin dayanıksızlığı nedenleriyle başarısız olmuştur (8).

Tam seramik sistemlerinde ve adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler ile, yeni protetik tedavi modellerinin oluşturulmasına imkan sağlanmıştır (9).

Laminat vener uygulamalarının gün geçtikçe artması sonucu araştırmacılar, çeşitli materyal ve uygulama teknikleri geliştirmiş ve geliştirmeye de devam etmektedir. Araştırmalarda amaç; estetik, fonksiyonel, dayanıklı ve uzun ömürlü restorasyonların yapımını sağlamaktır.

2.1. Laminat Venerler

Lokale veya yaygın defektlerin ve iç kaynaklı renklenmelerin restore edilmesi amacıyla diş renginde ve ince tabaka şeklinde uygulanan restorasyona vener adı verilir. Laminat vener, dişin bukkal (labial) yüzeyini örten ince bir tabaka seramik (indirekt) veya kompozit rezindir (direkt veya indirekt). Venerlerin genel endikasyonları fasial yüzleri aşınmış, renklenmiş ve yüzey şekilleri bozulmuş, malforme dişlerdir (10). Materyale istenen renk ve formun verilebilmesi için ihtiyaç duyulan kalınlık, 0,3-0,8 mm derinliğinde yapılan preparasyon ile sağlanır (11-13).

2.1.1. Laminat Venerlerin Endikasyonları

Laminat venerlerin tercih edilebileceği durumlar (14-16):

- Diastemaların kapatılması,
- Ortodontik tedavi gerektirmeyen hafif çapraşıklığı olan dişlerin düzeltilmesi,
- Renk veya şekil bozukluğu olan dişlerin düzeltilmesi,
- Mine defektlerinin maskelenmesi,
- Beyazlatmanın kontrendike olduğu durumlar,
- Anterior dişler arasındaki aşınma paternlerinin farklı olması,
- Lateral eksikliğinde, kanin dişe, lateral formu kazandırılarak anterior grubunda uyum elde edilmesi,
- Klinik kron boyu kısa olan dişler,
- Erozyon nedeniyle dişlerin ön yüzeyinde defektlerin varlığı,
- Hipokalsifikasyonlar,
- Kama lateraller,
- Linguale eğimli dişler, olarak sıralanabilir.

2.1.2. Laminat Venerlerin Kontrendikasyonları

Yapım tekniğinden bağımsız olarak, laminat venerlerin uygulanmaması gereken durumlar (15,16):

- Preparasyon sonrasında dentinin açığa çıkması,
- Bruksizm ve yabancı cisim ısırma gibi parafonksiyonel alışkanlar,
- Yüksek çürük indeksi olan bireyler,
- Yüksek plak indeksi olan bireyler,
- Kanal tedavili dişler,
- Restorasyonlu dişler,
- Uygun olmayan okluzyon (Overbite, baş-başta kapanış), orta-ileri düzeyde malpozisyon ve çapraşıklıkların bulunması,
- Küçük kron hacmi olan dişler (Alt anterior dişler gibi),
- İleri düzeyde interdental aralıklar,
- Aşırı labiale eğimli dişler olarak sıralanabilir.

2.2. Laminat Venerlerin Sınıflandırılması

Laminat venerler yapım tekniğine göre **direkt** ve **indirekt** olarak ikiye ayrılırlar (17).

2.2.1. Direkt Laminat Venerler

Herhangi bir laboratuvar aşaması olmaksızın, minimal diş preparasyonu veya vakaya göre preparasyon yapmadan, tek seansta gerçekleştirilebilirler. Mine ve dentinin pürüzlendirilmesinden sonra tabakalama tekniği kullanılarak kompozit rezinin dişe direkt olarak bağlanması sağlanabilmektedir (18,19).

Kompozit rezinler farklı tiplerde doldurucu partiküller içeren polimerik matriksten oluşurlar. Doldurucu teknolojilerindeki gelişmelerle, partikül boyutu makro düzeyden mikro, hatta nano boyuta indirgenmiştir (18,19). Doldurucu partikül karışımları, hibrit veya mikrohibrit kompozitleri oluşturmakta, renk stabilitesi ve dayanıklılığı arttırmaktadır (18,19). Ancak polimerik materyaller, polimerizasyon büzülmesi, lekelenme, aşınma ve zamanla yüzey parlaklığını yitirme gibi sınırlamalara sahiptir. Resin matriksindeki doldurucu miktarı artarken, doldurucu boyutunun küçülmesi sayesinde, renklenme sorunları azaltılmıştır (20). Yakın geçmişte yapılan araştırmalarda, mikrohibrit kompozitlerin yaşlanmayla bile yüzey parlaklığını koruduğu rapor edilmiştir (21).

Direkt kompozit laminat venerlerin uzun dönem klinik performansıyla ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır. Mevcut çalışmalarda 3 yıllık takip sonucunda %78-94 oranında başarı bildirilmiştir (22,23).

2.2.2. İndirekt Laminat Venerler

Dişlerden alınan ölçüler kullanılarak, teknisyenler tarafından laboratuvar ortamında üretilirler. En az iki randevuya ihtiyaç duyulan bu teknikte, venerler, modern adeziv sistemler kullanılarak dişlere bağlanırlar (24).

İndirekt laminat venerlerin yapımında mine düzeyinde preparasyon yapılması önerilmektedir. Bunun nedenleri şunlardır (3):

1. Fazla kontur oluşturma riskini azaltmak,
2. Renklenmelerin maskelenmesi için, opak porselene gerekli kalınlığı sağlamak,
3. Minenin, florürden zengin olan ve asitle pürüzlendirme başarısını azaltan en dış tabakasını uzaklaştırmak,
4. Yüzey pürüzlülüğünü artırarak, bağlantının kuvvetlendirilmesini sağlamak,
5. Doğru pozisyonda yerleştirmeyi kolaylaştırmak amacıyla, belirgin bitiş çizgisi oluşturmak.

Kısa süreli de olsa, iki randevuya ihtiyaç duyulması, daha fazla zaman gerektiren bir teknik olarak algılanmasına sebep olabilmektedir (24). Direkt laminat venerlere göre üstünlükleri şunlardır (3):

1. Laboratuvar aşamasına daha fazla zaman ayrılabilmesi restorasyon başarısını arttırır.
2. Hastanın koltukta geçirdiği süre azaltılır.
3. Özellikle restore edilecek diş sayısı fazla olduğunda, daha estetik sonuçlar elde edilebilir.
4. Materyal alternatifleri daha fazladır.
5. Seramik seçeneğinin olması, kron boyunun uzatılabilmesine olanak verir.

2.3. İndirekt Laminat Venerlerin Sınıflandırılması

İndirekt laminat venerler yapıldıkları materyale göre:

1. Seramik Laminat Venerler
 2. Geliştirilmiş Kompozit Laminat Venerler
- olarak sınıflandırılabilirler (10).

2.3.1. Seramik Laminat Venerler

Seramik venerlerin ilk uygulaması 1937 yılında kozmetik nedenlerle yapılmıştır (7). O tarihte seramik laminat venerlerin, diş dokularına kalıcı bağlantısı mümkün olmadığından, geçici bağlantı yöntemleri kullanılmıştır. Adeziv diş hekimliği uygulamalarının geliştirilmesi ile minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi, restorasyon yüzeyinin HF asitle pürüzlendirilmesi ve silanizasyon işlemleri ile diş ve restorasyon arasında daimi bağlantı elde edilmesi mümkün olmuştur (13,25-27).

Kompozit rezinlerle karşılaştırıldıklarında, daha yüksek kırılma dayanımı ve renk stabilitesi özellikleriyle seramikler, öne çıkan materyal seçeneğidir (28,29). Bunlara rağmen, klinik çalışmalarda *debonding*, kırılma, *chipping* ve marjin defektleri (3) veya marjinlerde mikrosızıntı (30) başarısızlıkları bildirilmiştir.

Literatürdeki retrospektif ve klinik çalışmalarda, hastaların hem seramik, hem de kompozit laminatlardan eşit düzeyde memnuniyet duydukları sonucu bildirilmiştir ($p>0.05$). Ancak, iki yıllık kullanım sonunda seramik restorasyonların daha üstün sonuçlar vermesiyle, belirgin bir fark görülmüştür (31).

Seramik venerlerin koheziv kırık insidansının da, direkt ve indirekt kompozit venerlere göre çok daha düşük olduğu rapor edilmiştir (3,10).

2.3.2. Geliştirilmiş Kompozit Laminat Venerler

Direkt yöntemle yapılanlara göre daha pahalı bir alternatif olsalar da, seramik laminatlarla karşılaştırıldığında daha ekonomiktirler. Yeni nesil indirekt kompozitler, içerdikleri farklı boyuttaki doldurucularla (ağırlık olarak %92), bir önceki nesil kompozit rezinlerden daha üstün aşınma direnci ve fiziksel özellikler göstermektedirler (32,33). Polimerizasyon işlemleri ısı ve ışık etkisi ile özel cihazlarda yapılmaktadır.

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması (34)

Sınıflandırma şu kriterlere göre yapılır:

1. Endikasyon veya Kullanım Alanı; anterior, posterior, kron, vener, post ve kor, köprü, boya ve *glaze*,
2. İçerik; saf alumina (Al_2O_3), saf zirkonya, silika cam, lösitle güçlendirilmiş,
3. Üretim Tekniği; sinterleme, kısmi sinterleme, cam infiltrasyon, CAD/CAM ve *copy-milling*
4. Fırınlama Dereceleri; düşük, orta, yüksek,
5. Mikro yapı; cam, kristal, kristal içeren cam,
6. Translusensi; opak, translusent, transparan
7. Kırılma Dayanımı,
8. Aşındırıcılık.

Seramik bir restorasyonun kalitesinin, yapım sürecinin her aşamasından etkileniyor olması, üretim tekniklerinin önemini arttırmıştır. CAD/CAM tekniği, ölçüye ihtiyaç duyulmaması, koltukta geçen sürenin daha kısa olması, tek randevuda tedavinin tamamlanmasına olanak sağlaması gibi avantajlarla, CAD/CAM seramikleri ise, dayanıklılık ve kırılma dayanımı, düşük aşındırıcılık ve farklı translusensiye sahip seçenekleri ve düşük pörözite özellikleri ile ön plana çıkmaktadırlar (34).

2.5. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) Sistemleri

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri, ağız içi tarayıcı, bilgisayar ve monitörü içeren taşınabilir bir ünite ve frezeleme cihazından oluşur. Estetik diş hekimliğindeki güncel yaklaşımlar, metal kullanımının azaltılması veya sonlandırılması, ve CAD/CAM teknolojisinin kullanımının arttırılması yönündedir. Bu yaklaşımlar, seramik ve kompozit materyallerinin kullanımını yaygınlaştırmış, ve CAD/CAM sistemlerindeki gelişmelere katkıda bulunmuştur (35).

Restorasyon için gerekli preparasyonun tamamlanmasını takiben ağız içi tarayıcı kullanılarak dijital ölçü alınır. Dijital ölçü ile bilgisayar destekli tasarım yapıp, frezeleme cihazıyla üretim gerçekleştirilir. Dijital ölçü ile model oluşturmak da mümkündür. Bu yöntem tercih edildiğinde, model ile geleneksel olarak

restorasyon üretimi yapılabileceği gibi, modelin tekrar taranması ile bilgisayar destekli üretim de gerçekleştirilebilir (36).

1980'lerde ortaya çıkan ve gelişimi günümüzde de devam eden bu teknolojiyle, geleneksel laboratuvar uygulamalarının eksiklikleri ortadan kaldırılmaya çalışılmaktadır (37).

2.6. CAD/CAM Laminat Vener Materyalleri

Geniş renk seçenekleri bulunan ve mineye son derece yakın translusensiye sahip seramik bloklar (*ingot*) sayesinde, doğal görünümlü CAD/CAM restorasyonlar yapılabilmektedir. Seramik bloklarda iç defektlerin olmaması kalite standardizasyonuna katkı sağlamaktadır (36,38).

a) Feldispatik CAD/CAM seramikler, potasyum feldispar ve soda feldispar gibi doğal materyalleri içerir. Düzensiz şekilli ve yaklaşık 4-5 μm boyutundaki kristal partiküller, cam matriksin %30 hacmini oluştururlar ve bu partiküller matriks içinde homojen dağılım gösterir. Böylelikle geleneksel seramiklerden daha üstün mekanik ve fiziksel özellikler gösterirler (39). Ancak frezeleme süresinin uzun olması, diş aşınmalarını azaltma ihtiyacı, şok absorpsiyonu, tamir ve polisaj gibi gereksinimler, araştırmacıları farklı materyal arayışlarına yönlendirmiştir. Bu amaçla, farklı yapı, oran ve boyutlarda seramik ve rezin içeren, CAD/CAM blokları geliştirilmiştir. Bu bloklar: Resin matriks içerisine seramik partiküllerinin gömülmesi (Nanokompozit/Resin Nano Seramik) ve pöröz seramik bloklara resin infiltre edilmesi (Hibrit seramik), gibi farklı yöntemlerle elde edilebilmektedir (35,40).

b) Nanokompozit veya Resin Nano Seramik olarak adlandırılan materyal, ağırlık olarak, %20-21 eşit boyutlu doldurucu partikül ve %79-80 nano seramik içermektedir. Resin esaslı blok, yüksek çapraz bağlı resin matriks içine gömülmüş nano seramik partiküllerinden oluşmuştur (41,42). Yapısındaki resinin ısıyla polimerize edilmiş olması, ışıkla veya kimyasal yolla polimerize olan kompozit resinlerden farklı yapısal özellikler sağlar. Dentine yakın elastisite modülü, 200 MPa gibi yüksek bir esneme dayanımı ve reziliens özellikleriyle şok absorpsiyonu sağlayabilmektedir.

c) Seramik ağ yapısına polimer infiltrasyonu ile hibrit seramikler elde edilmektedir. In-Ceram ile karşılaştırıldığında, infiltre edilen camın yerini polimerin aldığı görülür. Ağ yapısı incelendiğinde, feldisparadan oluşmuş seramik ağın, metakrilatlardan oluşan polimer ağ ile içiçe geçtiği dikkati çeker (43).

Hibrit seramiğin yapım aşamaları (43):

1. Belirli yoğunlukta prz ve sinterlenmemiş feldispar seramik üretilir. Seramik partikül boyutu ve fırınlama sıcaklıkları ayarlanarak farklı przitelere seramikler elde edilebilmektedir.
2. Prz ağ yapısını oluşturmak için, seramik tozu sıkıştırılarak blok formu verilir.
3. Rezin infiltrasyonu öncesinde seramik ağ yapısına bağlantı ajanı uygulanır.
4. Kapiller etki sayesinde polimer ağ ile kimyasal olarak çapraz bağ yapan seramik ağ, birbiri içine geçen bir ağ sistemi oluşturur. Bu aşamada prz seramik ağ yapısı rezinle doldurulmuş olur.
5. Isı ile polimerizasyon yapılarak, polimer infiltre seramik ağ materyalinin üretimi tamamlanır.

Bu CAD/CAM materyali ile, kırılma dayanımı azaltılması, sertlikle esnekliğin birlikte arttırılabilmesi, kırılma dayanımı ve seramiklerle kıyaslandığında daha kolay frezelenebilme gibi kazanımlar amaçlanmıştır. Ayrıca, karşıt dişte veya restorasyonda daha düşük düzeyde aşınma değerleri ve uzun dönemde, doğal dişe benzer mekanik davranış sergilemesi ve bunu uzun süre koruması beklenmektedir (43).

2.7. Laminat Vener Simantasyon Tekniği

Laminat venerin simantasyon yüzeyindeki yabancı maddeler temizlenir ve 1 dk süreyle %10 HF asit uygulanır. Restorasyonun simantasyon yüzeyi 15 sn süreyle yıkanır ve tamamen kuruyana kadar yağsız hava uygulanır. Daha sonra silan içeren

bonding ajan uygulanır ve polimerize edilmez. Işık ile polimerizasyon, simantasyon esnasında, tek bir adımda gerçekleştirilir (14,44).

Mine yüzeyi 30 sn, dentin 15 sn süreyle %37 ortofosforik asit ile pürüzlendirilir. 15 sn süreyle su ile yıkanır ve yağsız hava ile kurutulur. Daha sonra silan içeren bonding ajanı diş yüzeyine uygulanır ve ışıkla polimerize edilmez. Işıklı polimerizasyon, adeziv rezin siman uygulandıktan sonra gerçekleştirilir. (14,44).

2.8. Seramik Laminat Venerlerde Başarısızlık

Seramik venerler, estetik sonuçların mükemmel ve hasta memnuniyetinin yüksek olması, gingival sağlık üzerinde herhangi bir olumsuz etki oluşturmaması gibi özellikleriyle, başarılı klinik performans göstermektedirler (3,45-47). Bu konuda çalışan araştırmacıların çoğu %0-7 gibi düşük başarısızlık oranları rapor etmişlerdir (22). %14-33 gibi yüksek başarısızlık oranlarının görüldüğü klinik çalışmalarda (48), başarısızlığın, uygun olmayan oklüzyon ve artikülasyon, ileri düzeyde diş dokusu kaybı, hatalı siman seçimi, prepare edilmeyen dişler ve geniş dentin yüzeylerindeki kısmi adezyon, gibi sebeplerden ileri geldiği düşünülmektedir. Buna rağmen, seramik venerler, doğru hasta seçimi ve klinik prosedürlerin üst düzeyde dikkat ve hassasiyet ile uygulanması koşullarıyla, direkt kompozit venerlerden daha dayanıklı olarak kabul edilmektedirler (3,22).

Della Bona ve Kelly (49) tam seramik restorasyonların karşılaştırıldığı bir klinik çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada, 5 yıl sonunda %5 oranında retansiyon kaybı ve kırılma gibi başarısızlıkların görüldüğünü rapor edilmiş ve vener yapımında, seramiklerin uygun bir materyal seçimi olduğu bildirilmiştir (22,49). Diğer bazı araştırmacılar da, feldispatik seramik için 5 yıl sonunda %96, 10 yıl sonunda %93, 12 yıl sonunda %91-94 gibi benzer uzun dönem başarı oranlarına ulaşmışlardır (30). Başarısızlık nedenleri, %31 estetik, %31 mekanik, %12.5 periodontal destek kaybı, %12.5 retansiyon kaybı, %6 çürük ve %6 diş fraktürü ile ilişkilendirilmektedir (50). Laminat vener uygulamalarında olduğu gibi konservatif tedavinin amaçlandığı durumlarda, hem feldispatik seramik, hem de cam infiltre seramikler, 5 yıl sonunda %96-98 uzun dönem başarı oranları sergileyerek, öne çıkmaktadırlar (30,49)

2.9. Adezyon (Bağlanma) ve Adezyon Mekanizması

Farklı materyaller arasındaki bağlanma "adezyon" olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu sağlayan materyale "adeziv" adı verilir ve adezivin uygulandığı yüzeyler "aderent" olarak isimlendirilmektedir. Adezivler yüzeylere uygulandıklarında, materyelleri bir arada tutarak, ayrılmalarına direnç gösterirler ve yükleri bağlantı hattı boyunca iletirler (51).

İki madde birbirine sıkı bir şekilde temas ettiğinde, bir maddedeki moleküller, diğer maddenin moleküllerine van der Waals çekim kuvvetleriyle tutunmaktadır. Buna mekanik ve mikromekanik bağlanma da eklendiğinde adezyon oluşur (34).

Bir maddenin içindeki atomlar, interatomik mesafelerin eşit ve enerjinin en az seviyede olması nedenleriyle birbirlerine eşit çekim kuvveti uygularlar. Yüzey altı atomların yüzeydeki atomları çekmesi ile gerilim oluşur. Yüzey gerilimi arttıkça, yüzey enerjisi artar, yüzey enerjisi arttıkça da adezyon kuvveti artmaktadır (34).

Adezyonu etkileyen faktörler (34):

1. Yüzeyin ıslanabilirliği
2. Dış yüzeyinde hibrit tabakasının oluşumu
3. Mikromekanik kilitleme
4. Kimyasal bağlanmadır.

Adeziv yüzeyle tam olarak temas edemez, yayılamaz, mikroskobik ve daha küçük boyuttaki düzensizlikleri dolduramazsa, mikromekanik kilitleme, kimyasal bağlanma ve hibrit tabakası oluşumu gerçekleşemez. Bu koşullar ancak adezivin yüzeyi ıslatabilmesi ile sağlanabilmektedir (34).

2.10. Seramik Laminat Venerlerin Mine ile Yaptığı Adezyon Kompleksi

Seramik laminat venerlerin başarısı mine-rezin siman-vener arasında oluşan adezyon kompleksinin dayanıklılığına bağlıdır (52).

2.10.1. Mine Yüzeyi

Mine yüzeyindeki preparasyon ile minenin florürden zengin ve asitle pürüzlendirmeye dirençli yüzeyel prizmatik tabakası uzaklaştırılarak, başarılı bir adezyonun elde edilebileceği mine yüzeyinin açığa çıkması sağlanır. Preparasyonun mine sınırları içinde kalmasıyla, sağlıklı diş dokusunda meydana gelen kayıp en az seviyede tutulmakta ve dentinin açığa çıkması engellenmektedir. Adeziv sistemlerindeki gelişmelerle, dentin ile olan bağlantı başarılı bir şekilde elde edilebiliyor olsa da, halen mine ile elde edilen bağlantı dayanıklılık değerlerine ulaşamamıştır (52).

2.10.2. Rezin Simanlar

Doldurucu içeren rezinlerdeki gelişmeler ile asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine bağlanma dayanıklılığı arttırılmış, seramik yapısında oluşabilecek kırılma riski de azaltılmıştır. Çeşitli renk seçenekleri olan rezin simanlar, translusent seramiklerle birlikte kullanıldığında, mükemmel estetik elde edilmesine önemli katkı sağlarlar (53).

Seramik yüzeyine uygulanan silanlar, metakrilat esaslı rezin simanlarla kimyasal bağ oluşturan organik bir grup içerirler. Polimerizasyonları esnasında açığa çıkan silanol grupları ise, seramik yüzeyindeki silanol gruplarıyla birleşerek inorganik yapıyla çapraz bağ oluşturur (53).

2.10.3. Venerler

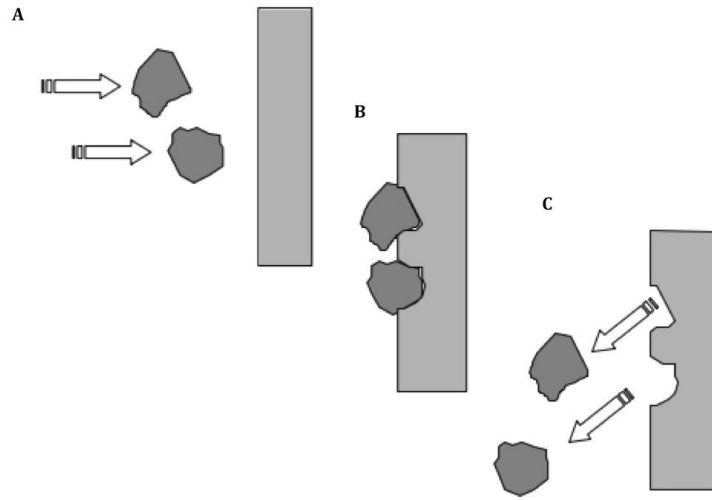
Seramik laminat vener restorasyonlarında, feldispatik porselen en sık tercih edilen materyallerden biridir. Mikromekanik tutuculuğun elde edilmesi amacıyla, elmas frezlerle pürüzlendirme, kumlama veya HF asitle pürüzlendirme gibi çeşitli yöntemler veya bu yöntemlerin kombinasyonları uygulanmaktadır (54,55).

2.11. Seramik Pürüzlendirme Yöntemleri

Seramik yüzeyi ile rezin siman arasındaki adezyonu en üst seviyeye çıkarmak amacıyla, çeşitli seramik pürüzlendirme yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden bazıları şu şekilde sıralanabilir (56-64):

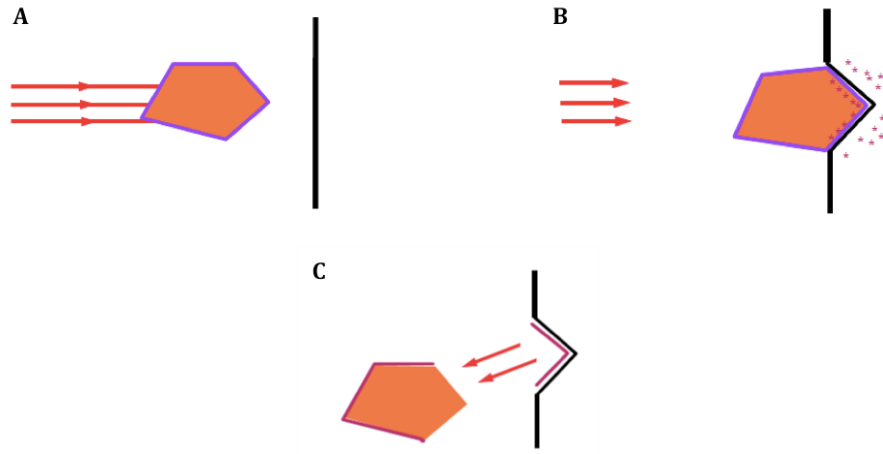
1. Kimyasal Yöntem: Seramik restorasyonların simantasyon yüzeyinin HF asitle pürüzlendirilmesi sıklıkla önerilen pürüzlendirme yöntemlerinden biridir. %2,5-10 HF asit solüsyonlarının, 2-3 dk uygulanmalarıyla elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinin dayanıklı bir bağlantının elde edilmesine katkı sağladığı bilinmektedir. HF asit uygulaması ve yıkama sonrasında mikromekanik retansiyon artarken, seramik yüzeyindeki hidroksil grupları da artmaktadır.

2. Mekanik Yöntem: Mikromekanik yöntem olarak da bilinen bu yöntem, farklı boyutlardaki Al_2O_3 partiküllerinin belirli bir basınç ve mesafeden pürüzlendirilecek olan seramik yüzeyine uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Cam infiltre seramiklerin pürüzlendirilmesi için 50-110 μm partikül boyutu ve 2,5 bar basınç önerilmektedir (65).



Şekil 2.1. Mekanik yöntem: A) Alüminyum oksit (Al₂O₃) partiküllerinin yüzeye püskürtülmesi B) Yüzeyde mikroretantif pürüzlülüğün oluşturulması
C) Al₂O₃'in yüzeyden uzaklaşması.
3M ESPE (65)'den alınmıştır.

3. Tribokimyasal Yöntem: Pürüzlendirme, silika kaplı 30 - 110 µm boyutlarındaki Al₂O₃ partiküllerinin 2-3 bar basınç ile yaklaşık 15 sn süreyle uygulanarak gerçekleştirilir. Partiküllerin seramik yüzeyine çarpması ile oluşan çukurcuk yüzeyi silika ile kaplanır. Bu kaplama, seramik yüzeyine uygulanan silan tabakası ile olan bağlantıyı kolaylaştırır (66).



Şekil 2.2. Tribokimyasal yöntem: A) Silika kaplı partikülün püskürtülmesi

B) Partikülün yüzeye çarpması C) Partikülün yüzeye temas eden bölgesindeki tribokimyasal kaplama. ESPE (66)'den alınmıştır.

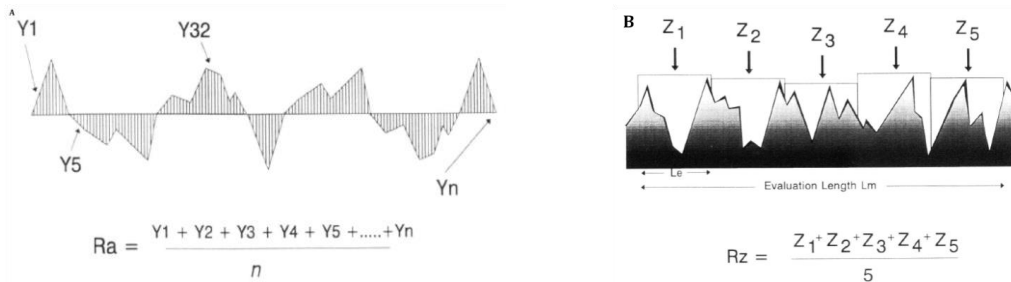
4. Lazer Yöntemi: Klinik diş hekimliği uygulamalarında kullanılmaktadır. CO₂ ve Nd:YAG lazerler, ağız içi yumuşak doku cerrahisinde ve sert doku uygulamalarında sıklıkla tercih edilmekte ve kullanım alanları içinde dental materyaller de bulunmaktadır. Üşümez ve diğerlerinin (67) yaptıkları çalışmada, Nd:YAG lazer ile dental seramik yüzeyi pürüzlendirilmiş ve bağlanma dayanımı incelenmiştir. Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazerlerin, seramik yüzeylerini pürüzlendirme ve makaslama bağlanma dayanımına etkilerinin araştırıldığı çalışmalar olsa da, bu konudaki bilgiler yetersizdir (68,69). Lazerle pürüzlendirmede dalga boyu, enerji seviyesi, frekans, atım tipi ve uygulama süresi gibi parametreler, uygulama etkinliğini belirlemektedir (70).

Çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin, farklı seramiklere uygulanmaları sonucunda elde edilen bulguların karşılaştırıldığı çalışmalarda, test edilen seramiklerle veya rezin simanlarla ideal bağlanmayı sağlayan tek bir yöntemde fikir birliğine varılamamıştır (71-75).

2.12. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kullanılan çeşitli yöntemler vardır. Dental materyallerin pürüzlülük ölçümlerinde optik ve taramalı elektron mikroskobu, yüzey profil analizi ve yüzeyin üç boyutlu, detaylı topoğrafik (bölge anatomisi) yüzey görüntülerini nanometrik çözünürlükte verebilen atomik kuvvet mikroskobu gibi yöntemler kullanılmaktadır (76).

Yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde en çok kullanılan yöntem, seçilmiş alandaki bölge anatomisinin, hassas bir uç ile taranmasıyla gerçekleştirilen yüzey profil analizidir (77). Yüzey profil analizinde R_a , R_z , R_{max} ve R_k parametreleri kullanılabilir. R_a yüzeyin genel pürüzlülüğünü tanımlar ve ölçüm yapılan mesafedeki pürüzlülük profilini aritmetik bir ortalama olarak verir. R_z parametresi ise ölçüm yapılan mesafenin beşe bölünmesi, her bir parçadaki en tepe nokta ile en derin nokta arasındaki farkın ortalamasının alınmasıyla elde edilir ve örnek yüzeyinin pürüzlülük derecesini tanımlamak amacıyla kullanılır (78).



Şekil 2.3. Yüzey profil analizinde kullanılan parametrelerin grafikleri:

A) R_a parametresinin grafiği B) R_z parametresinin grafiği.

Whitehead ve diğerlerinden (78) alınmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda in-vitro koşullarda yürütülmüştür. Çalışmada kullanılan dişler, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndan temin edilmiştir. Kullanılan tüm cihaz, ekipman ve materyaller ile ilgili konularda eğitim ve laboratuvar desteği Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından sağlanmıştır. Çalışmaya ait verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Temel Tıp Bilimleri Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Bu araştırma için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 19.03.2014 tarihli toplantıda GO 14/190-numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Bkz. Ek. 1).

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyal (Üretici Firma)	Tipi	Bileşim-içerik	Seri No
CEREC Blocs (SC) (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)	Feldispatik Seramik	SiO ₂ %56 - 64 Al ₂ O ₃ %20 - 23 Na ₂ O %6 - 9 K ₂ O %6 - 8 CaO %0,3 - 0,6 TiO ₂ %0,0 - 0,1	34090 Renk: S2-T (1M1C) Boyut: 14
Lava Ultimate (LU) (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Nanokompozit	UDMA, yaklaşık %79 zirkonya/silika nanoseramik partikülleri içeren Rezin Nano Seramik	N472374 Renk: A1-HT, Boyut: 14L
VITA Enamic (VE) (VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen, Germany)	Hibrit Seramik	Seramik: SiO ₂ 58 – 63% Al ₂ O ₃ 20 – 23% Na ₂ O 9 – 11% K ₂ O 4 – 6% B ₂ O ₃ 0,5 – 2% ZrO ₂ < 1% CaO < 1% Rezin: UDMA, TEGDMA, Dibenzoilperoksit.	37330 Renk: 0 M1-HT, Boyut: EM-14
RelyX Ultimate Clicker (3M ESPE, Neuss, Germany)	Adeziv Rezin Siman	<i>Base:</i> metakrilat monomerleri, radyopak silanlanmış doldurucular, başlatıcılar, stabilize ediciler, reolojik katkı maddeleri <i>Katalist:</i> metakrilat monomerleri, radyopak alkalin doldurucular, başlatıcılar, stabilize ediciler, pigmentler, reolojik katkı maddeleri, floresan boya, <i>Single Bond Universal Adhesive</i> için <i>dual-cure</i> aktivatör	514268 Renk: A1
Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, Neuss, Germany)	Silan içeren Tek Aşamalı <i>Self-etch</i> Adeziv	10-MDP, dimetakrilat rezinleri, HEMA, Vitrebond kopolimeri, doldurucu, etanol, su, başlatıcılar, silan	515299
Scotchbond Universal Etchant (3M ESPE, Neuss, Germany)	Diş Yüzeyi Pürüzlendiricisi	H ₃ PO ₄ %37	510968
Porcelain Etchant (4% HF) (BISCO, Inc. Schaumburg, IL, USA)	Porselen Pürüzlendirici	HF %4	1300006739
Porcelain Etchant (9.5% HF) (BISCO, Inc. Schaumburg, IL, USA)	Porselen Pürüzlendirici	HF %9,5	1300006783
Korox 110 (BEGO, Bremen, Germany)	Kumlama Materyali	110 µm Al ₂ O ₃ %99.6	1519459 0913
CoJet Sand (3M ESPE, Seefeld, Germany)	Tribokimyasal Kaplama Materyali	30 µm silika kaplı Al ₂ O ₃	261856

3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü Yapılacak Örneklerin Hazırlanması

Feldispatik (CEREC Blocs, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany), nanokompozit (Lava Ultimate, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ve hibrit seramik (VITA Enamic, VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen, Germany) CAD/CAM bloklarından yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılacak örnekler kesildi. 6x6x1mm boyutlarındaki örnekler, doğrusal hassas kesme cihazında (Isomet Low Speed Saw, Buehler, Illinois, USA) su soğutması altında ve düşük hızda, her bir materyalden kesilerek elde edildi. Tüm örneklerin birer yüzeyi, 125 gritlik silikon karbit zımpara üzerinde, hafif parmak basıncı ile birbirine zıt iki yönde aşındırıldı. Yüzeydeki abrazyon artıkları %99,8'lik etanol içerisinde 1 dk boyunca ultrasonik cihazda yıkanarak uzaklaştırıldı. Her bir materyalden 54 adet olacak şekilde toplam 162 örnek elde edildi.

3.1.1. Kontrol Grubu

Pürüzlendirme işlemi uygulanmayan örnekler kontrol grubu olarak belirlendi. Her bir materyalden dokuz (n=9) adet olmak üzere, 27 örnek hazırlandı.

3.2. Yüzey Pürüzlendirmesinde Uygulanan İşlemler

Örnek yüzeylerine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemleri:

1. Lazer,
2. Kimyasal,
 - a. %4 HF asit,
 - b. %9,5 HF asit,
3. Mikromekanik,
4. Tribokimyasal'dır.

3.2.1. Lazerle Pürüzlendirme

Nd:YAG lazer (Fidelis Plus II, Fotona, Ljubljana, Slovenia), 300 µm, 2.00 W, 20 Hz, 30 sn, kısa atım (Short Pulse/SP) parametreleri kullanılarak, 1 mm mesafeden uygulandı. Uygulama öncesinde tüm örneklerin yüzeyi grafitle kaplanarak lazer

etkinliğinin arttırılması sağlandı (67). Böylece her bir materyalden dokuz (n=9) adet olmak üzere, 27 örnek hazırlandı.

3.2.2. %4 HF Asitle Pürüzlendirme

Örneklerin yüzeyi, %4 HF asit jel (Porcelain Etchant 4% HF, Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA) ile, 5 dk 30 sn süreyle pürüzlendirildi, akan su altında 20 sn süreyle yıkandı, 5 sn süreyle yağsız havayla kurutuldu. Her bir materyalden dokuz (n=9) adet olmak üzere, 27 örnek hazırlandı.

3.2.3. %9,5 HF Asitle Pürüzlendirme

Örneklerin yüzeyi, %9,5 HF asit jel (Porcelain Etchant 9,5% HF, Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA) ile, 1 dk 30 sn süreyle pürüzlendirildi, akan su altında 20 sn süreyle yıkandı, 5 sn süreyle yağsız havayla kurutuldu. Her bir materyalden dokuz (n=9) adet olmak üzere, 27 örnek hazırlandı.

3.2.4. Mikromekanik Pürüzlendirme

Örneklerin yüzeyi, 110 μm Al_2O_3 partikülleri (Korox, Bego, Bremen, Germany) kullanılarak, 3 atm basınçla, 10 mm mesafeden, 10 sn süreyle dairesel hareketlerle yüzeye dik gelecek Şekilde pürüzlendirildi (79). Her bir materyalden dokuz (n=9) adet olmak üzere, 27 örnek hazırlandı.

3.2.5. Tribokimyasal Pürüzlendirme

Seramik örneklerin yüzeyi, 30 µm silika kaplanmış Al₂O₃ partikülleri (CoJet Sand, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) kullanılarak, 3 atm basınçla, 10 mm mesafeden, 10 sn süreyle dairesel hareketlerle yüzeye dik gelecek şekilde pürüzlendirildi (79). Her bir materyalden dokuz (n=9) adet olmak üzere, 27 örnek hazırlandı.

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümlerinin Yapılması

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için, Perthometer M2 (Mahr GmbH, Göttingen, Germany) kontakt profilometre cihazı kullanıldı. Cihaz ayarları, transvers uzunluk Lt=5,600 mm, limit değeri 0,8 mm ve ölçüm ucunun hızı 0,5 mm/sn olacak şekilde belirlendi ve her ölçüm öncesinde profilometre cihazının kalibrasyonu yapıldı. Örnekler, her ölçümden sonra 45° çevrilerek, 4 ölçüm yapıldı, R_a ve R_z değerlerinin aritmetik ortalamaları alınarak, mikrometre (µm) cinsinden kaydedildi (80).

3.4. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Bu çalışmada, son 6 ay içerisinde periodontal nedenlerle çekilmiş, çürüksüz ve kron kısmında herhangi bir defekt içermeyen 180 adet insan üst orta ve yan kesici dişler kullanıldı. Dişler, büyüteçli gözlük (Standard Loupe 3.0x, Keeler Ltd, Berkshire, England) ile incelendi; çürük, çatlak ve defekt içeren dişler kullanılmadı. Biriktirme süresi boyunca dişler dezenfeksiyon amacı ile %10 formol solüsyonunda, bir hafta bekletildi. Dişlerin üzerindeki diş taşı, eklentiler ve doku artıkları el aletleri ile uzaklaştırıldı ve dişler çalışma boyunca her hafta tazelenen oda sıcaklığındaki distile suda muhafaza edildi.

3.5. Dişlerin Hazırlanması

Kökler mine-sement sınırınının 1 mm apikalinden, su soğutması altında aeratör ile kesilerek uzaklaştırıldı. Dişlerin fasial yüzeylerinde, ilk olarak derinlik belirleyici frezler (Diatech, Coltène/Wholedent AG, Switzerland/834-016-6,8ML) ile su soğutması altında, 0,5 mm derinliğinde oluklar oluşturuldu. Dişler, rastgele gruplara ayrıldı ve fasial yüzey 4X4 mm boyutlarındaki standart şablon kullanılarak suda çözülmeyen renkli kalem ile boyandı. Daha sonra dişin, fasial yüzeyi açıkta kalacak şekilde küp şeklindeki silikon kalıplara otopolimerizan akril (Panacryl, Arma Dental, Istanbul, Turkey) ile sabitlendi. Boyanmış olan diş yüzeyi önce 125 grit daha sonra 400 grit silikon karbit zımpara ile polisaj cihazında (Mecapol, Presi P230, Grenoble, France) aşındırıldı. Yüzeyde oluşturulan oluklar aşındırma derinliği için rehber oluşturdu. Aşındırma sırasında dentin dokusunun açığa çıkmamasına dikkat edildi.

3.6. Dişlere Simante Edilecek Seramik Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada, feldispatik SC, nanokompozit LU ve hibrit seramik VE CAD/CAM materyalleri kullanıldı. 4x4x2 mm boyutlarındaki kesitler, su soğutması altında ve düşük hızda çalışan doğrusal hassas kesme cihazı ile hazırlandı. Elde edilen kesit yüzeylerinde, CAD/CAM frezlerinin oluşturduğu pürüzlülüğü elde etmek amacıyla, 125 gritlik silikon karbit zımpara üzerinde, hafif parmak basıncı altında birbirine zıt iki yönde aşındırma yapıldı. Yüzeyde kalan abraziv artıkları %99,8'lik etanol içerisinde 1 dk boyunca ultrasonik cihaz kullanılarak uzaklaştırıldı.

3.7. Örneklerin Pürüzlendirmesi

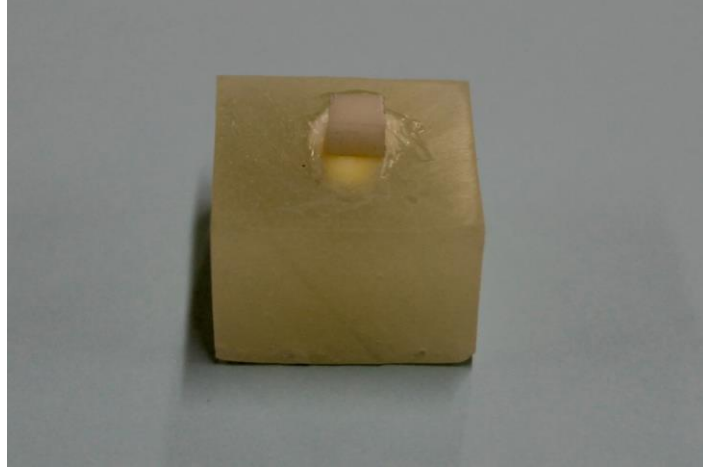
Örneklerin yüzeylerine 3.2.1, 3.2.2, 3.2.3, 3.2.4 ve 3.2.5'de anlatılan pürüzlendirme yöntemleri uygulandı.

3.8. Minenin Asitle Pürüzlendirme

Dişlerin, mine sınırlarında kalan simantasyon yüzeylerine 15 sn süreyle %35 fosforik asit jel (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE, Neuss, Germany) uygulandı. Ardından yüzey, akan su altında 15 sn süreyle yıkandı ve 5 sn süreyle yağsız hava ile kurutuldu.

3.9. Seramik Örneklerin Dişlere Simantasyonu

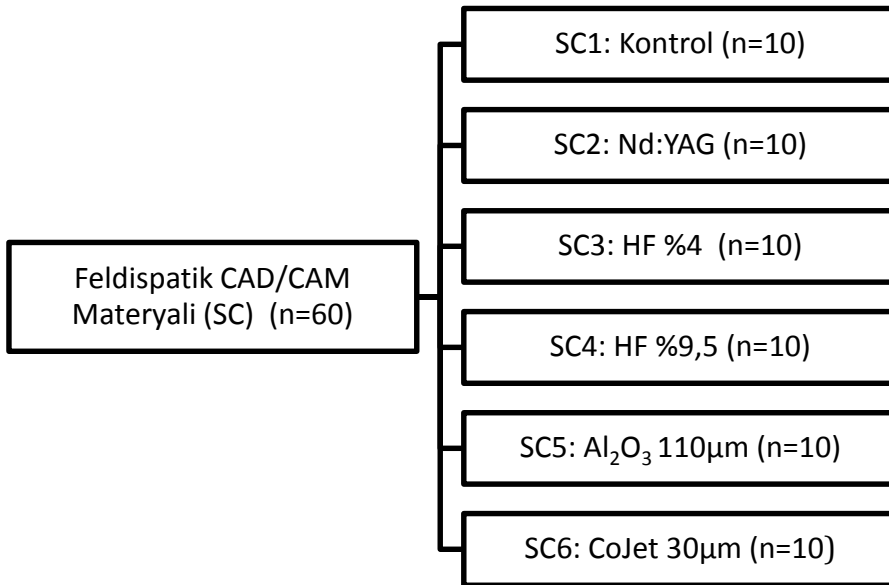
Asitle pürüzlendirilen diş yüzeylerine fırça ile bonding ajan (Single Bond Universal Adhesive, 3M ESPE, Neuss, Germany) tek kat halinde 20 sn süreyle uygulandı ve 5 sn süreyle yağsız hava sıkılarak, bonding ajanın yüzeye yayılması sağlandı. Seramik örneklerin de simantasyon yüzeylerine, fırça ile ve 5 sn süreyle bonding ajanı uygulandı ve 5 sn süreyle yağsız hava sıkıldı. Daha sonra temiz bir karıştırma kağıdı üzerinde, eşit miktarlarda sıkılan, yapıştırıcı rezin simanın katalist ve *base* bileşenleri (RelyX Ultimate Clicker, 3M ESPE, Neuss, Germany) homojen hale gelinceye kadar siman spatülü ile karıştırıldı ve seramiğin simantasyon yüzeyine uygulandı. Seramik örnek, hazırlanan mine yüzeyine presel ile hafif basınçla sabitlendikten ve 1 sn süreyle LED ışık cihazı (Translux Wave, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) kullanılarak başlangıç polimerizasyonu sağlandıktan sonra, fazla siman bisturi yardımıyla uzaklaştırıldı. Polimerizasyonun tamamlanması için aynı LED ışık, seramiğin tam üzerinden ve kesiti ortalayacak şekilde 20 sn süreyle uygulandı (Şekil 3.9.1).



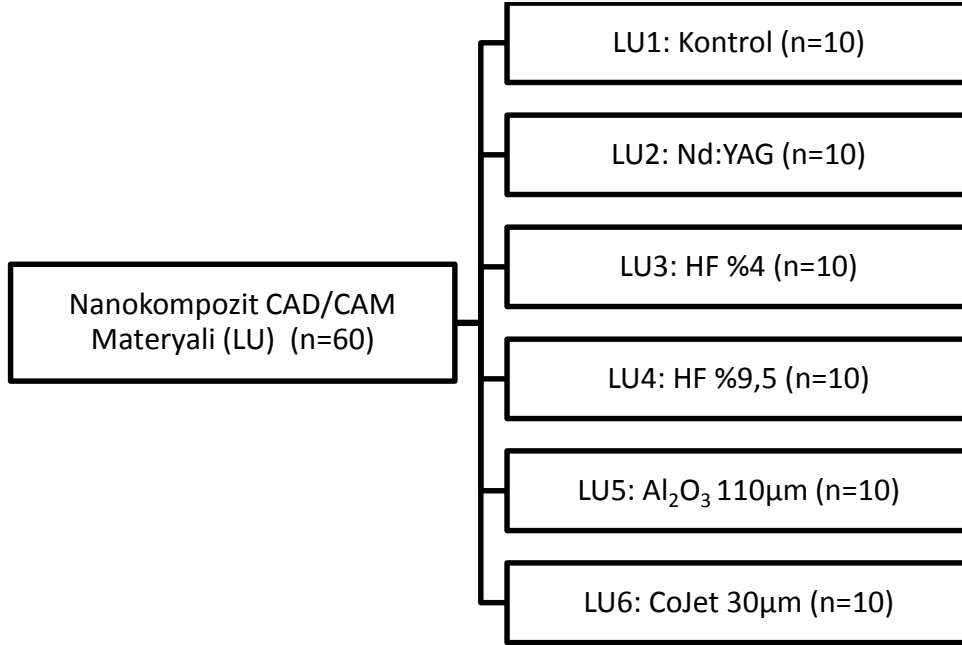
Şekil 3.1. Simantasyonu tamamlanmış örnek.

Simantasyonu tamamlanan tüm örnekler, 37°C'de distile su içerisinde 24 saat etüvde (Dedeoğlu Ltd, Ankara, Turkey) bekletildi.

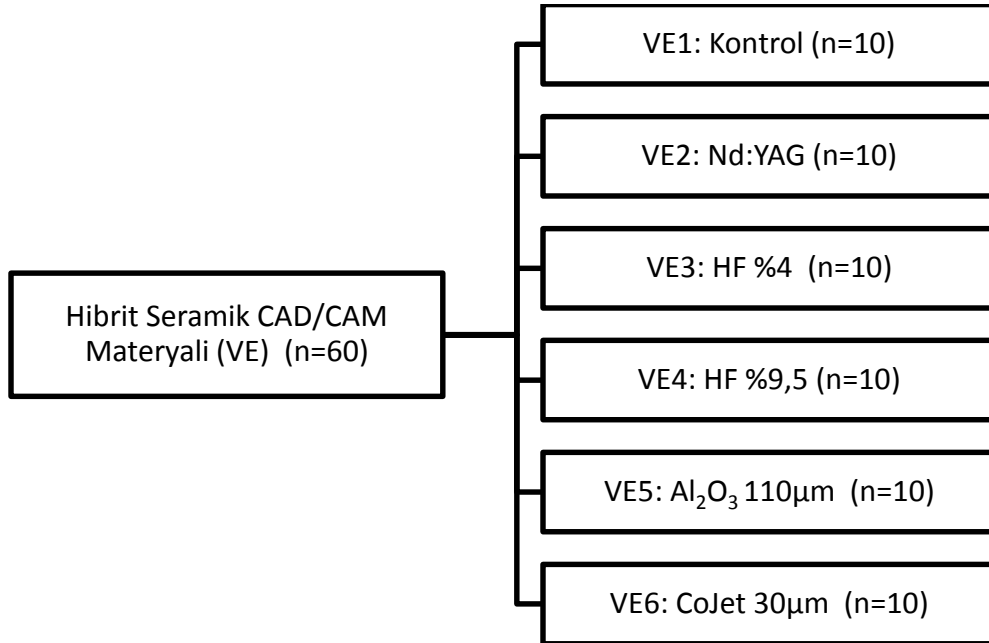
Deney grupları Şekil 3.9.2, 3.9.3, ve 3.9.4'te gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Feldispatik CAD/CAM materyali SC için grupların dağılımı.



Şekil 3.3. Nanokompozit CAD/CAM materyali LU için grupların dağılımı.



Şekil 3.4. Hibrit Seramik CAD/CAM materyali VE için grupların dağılımı.

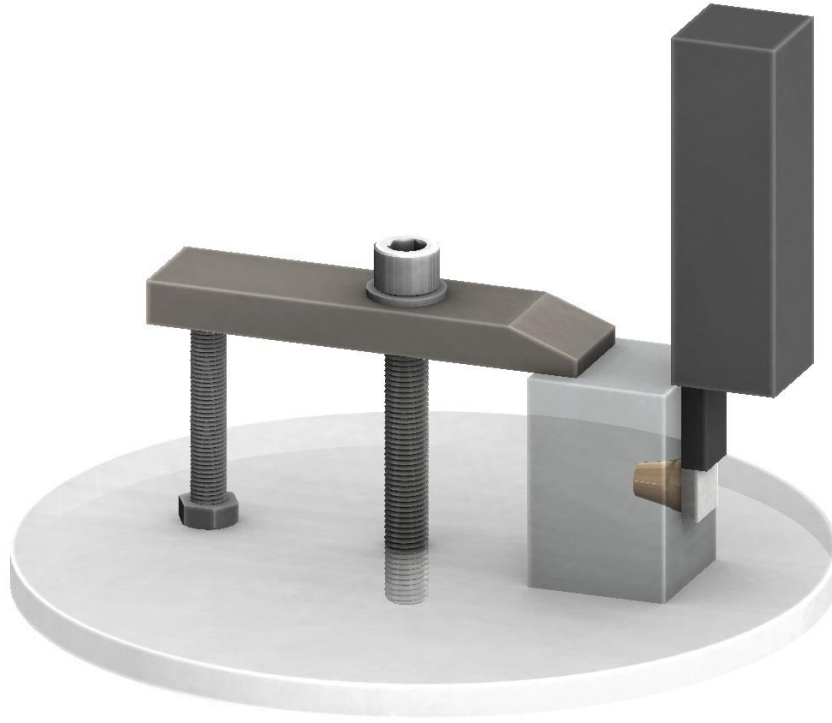
Şekil 3.5'de çalışmada kullanılan tüm örnekler gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Akirlik bloklara gömülmüş örnekler:
A) SC örnekleri B) LU örnekleri C) VE örnekleri.

3.10. Makaslama (*Shear*) Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlanma dayanımı testi süresince tüm örnekler, 37°C'de distile suda bekletildi. Piston başlığı ucunun geleceği yönü belirlemek için örneklerin ve dişin üzerine testten önce işaret konuldu. Makaslama kuvveti, üniversal test cihazının (Lloyd LR 50K, AMATEK Inc., Hampshire, England) piston başlığı ucu ile, örneğin bir kenarı boyunca (8 mm²) uygulandı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Deney düzeneği.

Kırılma oluşuncaya kadar, 1 mm/dk hızda çalışan universal test cihazı ile sürekli artan kuvvet uygulandı. Her bir örnek için kırılma kuvveti değerleri MegaPaskal (MPa) olarak kaydedildi.

3.11. Kırılma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi

Kırılma yüzeyleri büyüteçli gözlük kullanılarak incelendi. Kırılma modları aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır:

- A) Adeziv: Bağlanma arayüzünde, adeziv rezinde oluşan kırılma,
- B) Koheziv: Diş dokularında veya CAD/CAM materyalinde oluşan kırılma,
- C) Karma: Diş dokuları-adeziv rezin-CAD/CAM materyallerinde oluşan kırılma

(81).

3.12. İstatistiksel Değerlendirme

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakóltesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda, IBM SPSS 21.0 paket programı kullanılarak yapıldı.

CAD/CAM materyalleri üzerinde, uygulanan pürüzlendirme yöntemlerinin oluşturduğu yüzey pürüzlülüğü ve mine yüzeyine olan makaslama bağlanma dayanımı üzerine olan etki, Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanılarak analiz edildi. Uyum analizi (*Correspondence Analysis*) kullanılarak pürüzlendirme yöntemleri, CAD/CAM materyalleri ve her ikisinin birlikte bağlanma dayanımı ve kırılma modu üzerine olan etkisi istatistiksel olarak değerlendirildi. $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

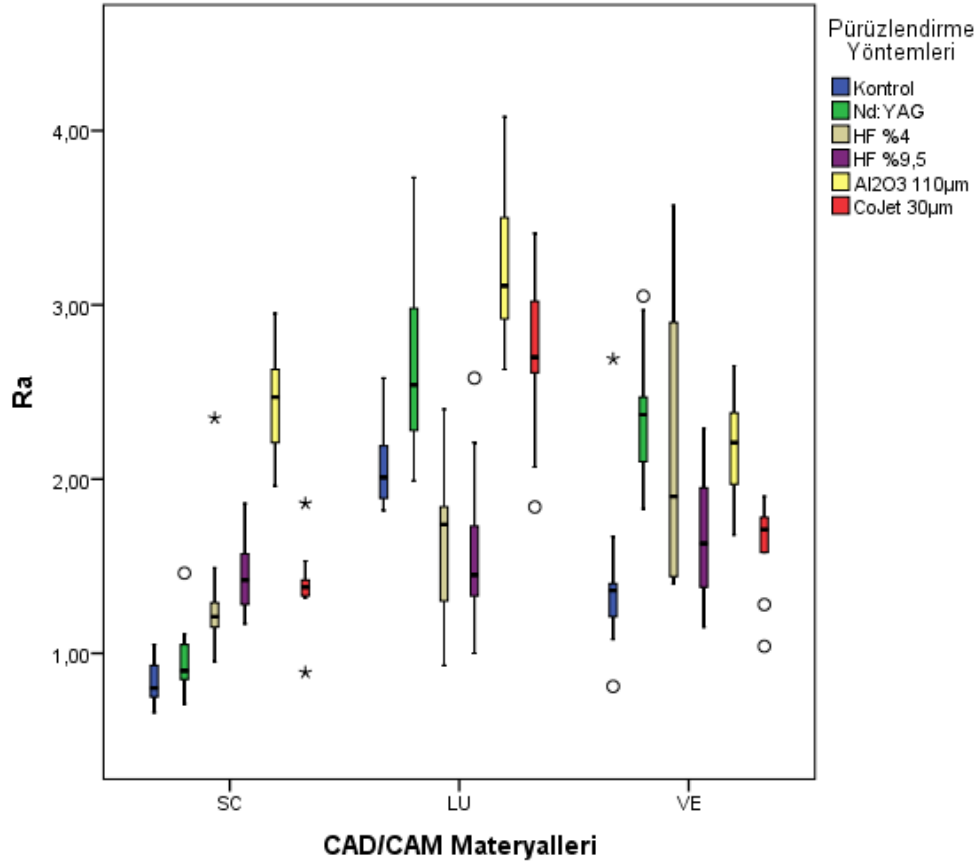
4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Değerleri (Tablo 4.1)

Tablo 4.1. Yüzey pürüzlülük değerleri (R_a) (μm).

Pürüzlendirme Yöntemi	CAD/CAM BLOKLARI R_a DEĞERLERİ		
	Ortanca (μm)		
	(Min - Maks)		
	SC (n=9)	LU (n=9)	VE (n=9)
Kontrol	0,80 (0,66 - 1,05)	2,01 (1,82 - 2,58)	1,36 (0,81 - 2,69)
Nd:YAG	0,90 (0,71 - 1,46)	2,54 (1,99 - 3,73)	2,37 (1,83 - 3,05)
HF %4	1,21 (0,95 - 2,35)	1,74 (0,93 - 2,40)	1,90 (1,40 - 3,57)
HF %9,5	1,42 (1,17 - 1,86)	1,45 (1,00 - 2,58)	1,63 (1,15 - 2,29)
Al₂O₃ 110μm	2,47 (1,96 - 2,95)	3,11 (2,63 - 4,08)	2,21 (1,68 - 2,65)
CoJet 30μm	1,38 (0,89 - 1,86)	2,70 (1,84 - 3,41)	1,71 (1,04 - 1,90)

4.1.1. Farklı Pürüzlendirme İşlemlerinin Her Bir Materyalde Oluşturdukları Pürüzlülüklerin Karşılaştırılması (Şekil 4.1)



Şekil 4.1. Pürüzlendirme yöntemlerine göre grupların yüzey pürüzlülük değerleri grafiği (Ra).

- SC'nin Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

Kontrol grubunun pürüzlülük değerleri (0,80 µm), Nd:YAG lazer hariç, diğer tüm gruplardan önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$). Kontrol grubu ile Nd:YAG grubunun değerleri (0,90 µm) arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

Nd:YAG grubunun pürüzlülük değerleri, HF %9,5 (1,42 µm) ve Al₂O₃ 110µm (2,47 µm) gruplarından önemli derecede düşük bulundu ($p=0,000$). Nd:YAG lazer ile HF %4 (1,21 µm) ve CoJet 30µm (1,38 µm) gruplarının değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

HF %4 grubunun pürüzlülük değerleri, Al₂O₃ 110µm grubundan önemli derecede daha düşük bulundu (p=0,000). HF %4 ile HF %9,5 ve CoJet 30µm gruplarının pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

HF %9,5 grubunun pürüzlülük değerleri, Al₂O₃ 110µm grubundan önemli derecede daha düşük bulundu (p=0,000). HF %9,5 ile CoJet 30µm grubunun pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

Al₂O₃ 110µm grubunun pürüzlülük değerleri, CoJet 30µm grubundan önemli derecede daha yüksek bulundu (p=0,000).

Kontrol < HF %4 < CoJet 30µm < HF %9,5 < Al₂O₃ 110µm; Kontrol = Nd:YAG

Nd:YAG < HF %9,5 < Al₂O₃ 110µm; Nd:YAG = HF %4 = CoJet 30µm

HF %4 < Al₂O₃ 110µm; HF %4 = HF %9,5 = CoJet 30µm

HF 9,5 < Al₂O₃ 110µm; HF 9,5 = CoJet 30µm

CoJet 30µm < Al₂O₃ 110µm

- LU'nun Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

Kontrol grubu pürüzlülük değerleri (2,01 µm), Al₂O₃ 110µm grubundan (3,11 µm) önemli derecede daha düşük bulundu (p=0,000). Kontrol grubu ile Nd:YAG (2,54 µm), HF %4 (1,74 µm), HF %9,5 (1,45 µm) ve CoJet 30µm (2,70 µm) gruplarının pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

Nd:YAG grubunun pürüzlülük değerleri, HF %4 ve HF %9,5 gruplarından önemli derecede yüksek bulundu (p=0,000). Nd:YAG lazer ile Al₂O₃ 110µm ve CoJet 30µm gruplarının pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

HF %4 grubunun pürüzlülük değerleri, Al₂O₃ 110µm ve CoJet 30µm gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu (p=0,000). HF %4 ile HF %9,5 grubunun pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

HF %9,5 grubunun pürüzlülük değerleri, Al₂O₃ 110µm ve CoJet 30µm gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu (p=0,000).

Al_2O_3 110 μm ile CoJet 30 μm grubunun pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

Kontrol < Al_2O_3 110 μm ; Kontrol = Nd:YAG = HF %4 = HF %9,5 = CoJet 30 μm

HF 9,5 < HF %4 < Nd:YAG; Nd:YAG = Al_2O_3 110 μm = CoJet 30 μm

HF %4 < CoJet 30 μm < Al_2O_3 110 μm ; HF %4 = HF %9,5

HF %9,5 < CoJet 30 μm < Al_2O_3 110 μm

Al_2O_3 110 μm = CoJet 30 μm

- VE'nin Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

Kontrol grubunun pürüzlülük değerleri (1,36 μm), Nd:YAG grubundan (2,37 μm) önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$). Kontrol grubu ile HF %4 (1,90 μm), HF %9,5 (1,63 μm) ve Al_2O_3 110 μm (2,21 μm) ve CoJet 30 μm (1,71 μm) gruplarının pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

Nd:YAG grubunun pürüzlülük değerleri, HF %9,5 ve CoJet 30 μm gruplarından önemli derecede yüksek bulundu ($p=0,000$). Nd:YAG ile HF %4 ve Al_2O_3 110 μm gruplarının pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

HF %4 ile tüm diğer grupların pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

HF %9,5 ile Al_2O_3 110 μm ve CoJet 30 μm örneklerinin pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

Al_2O_3 110 μm grubunun pürüzlülük değerleri, CoJet 30 μm grubundan önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,000$).

Kontrol < Nd:YAG; Kontrol = HF %4 = HF %9,5 = Al_2O_3 110 μm = CoJet 30 μm

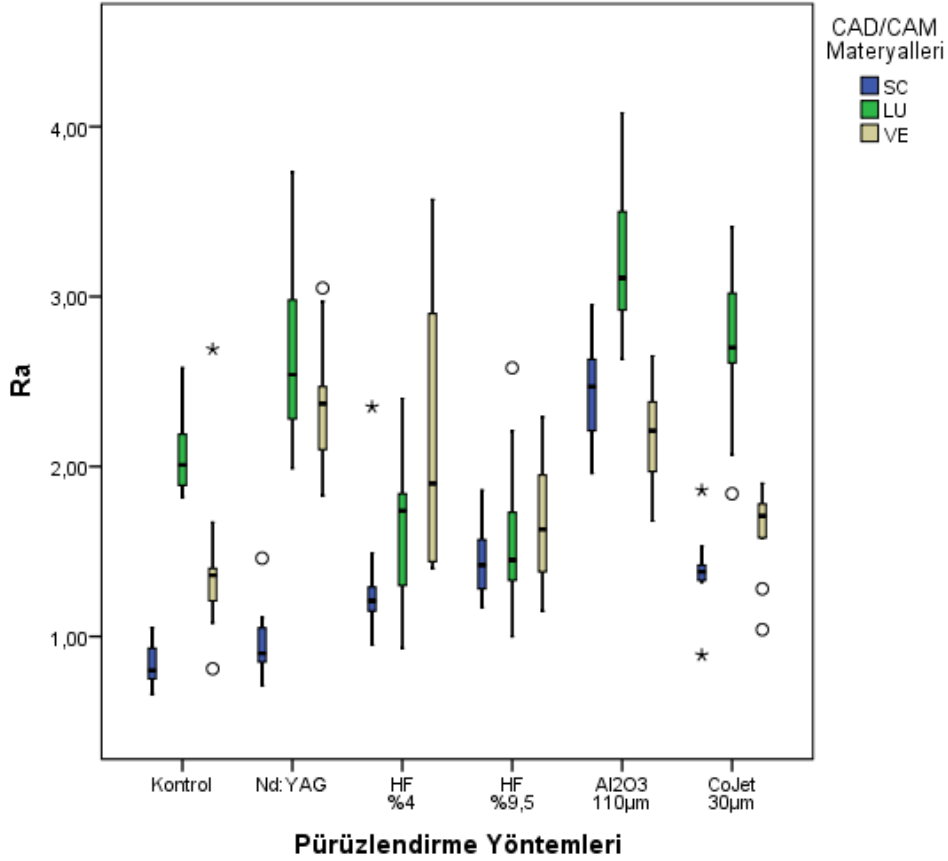
HF %9,5 < CoJet 30 μm < Nd:YAG; Nd:YAG = HF %4 = Al_2O_3 110 μm

HF %4 = HF %9,5 = Al_2O_3 110 μm = CoJet 30 μm

HF %9,5 = Al_2O_3 110 μm = CoJet 30 μm

CoJet 30 μm < Al_2O_3 110 μm

4.1.2. Aynı Pürüzlendirme İşlemi Uygulanmış Üç Farklı Materyalin Pürüzlülüklerinin Karşılaştırılması (Şekil 4.2)



Şekil 4.2. Materyallere göre grupların yüzey pürüzlülük değerleri grafiği (Ra).

- Kontrol Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen pürüzlülük değerleri (0,80 µm), LU (2,01 µm) ve VE (1,36 µm) gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$).

LU grubunda belirlenen pürüzlülük değerleri, VE grubundan önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,000$).

$$SC < VE < LU$$

- Nd:YAG Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen pürüzlülük değerleri (0,90 µm), LU (2,54 µm) ve VE (2,37 µm) gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$).

LU ile VE örneklerinin pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

$$SC < VE < LU; LU = VE$$

- HF %4 Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen pürüzlülük değerleri (1,21 μm), VE (1,90 μm) grubundan önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,018$). SC ile LU örneklerinin pürüzlülük değerleri (1,74 μm) arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

$$SC < VE; SC = LU; LU = VE$$

- HF %9,5 Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC (1,42 μm), LU (1,45 μm) ve VE (1,63 μm) örneklerinin pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p=0,598$).

$$SC = LU = VE$$

- Al₂O₃ 110 μm Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen pürüzlülük değerleri (2,47 μm), VE (2,21 μm) grubundan önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,000$). SC ile LU örneklerinin pürüzlülük değerleri (3,11 μm) arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

LU grubunda belirlenen pürüzlülük değerleri, VE grubundan önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,000$).

$$SC < LU; SC = VE; VE < LU$$

- CoJet 30 μm Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen pürüzlülük değerleri (1,38 μm), LU (2,70 μm) grubundan önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$). SC ile VE örneklerinin pürüzlülük değerleri (1,71 μm) arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

LU grubunda belirlenen pürüzlülük değerleri, VE grubundan önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,000$).

SC < LU; SC = VE; VE < LU

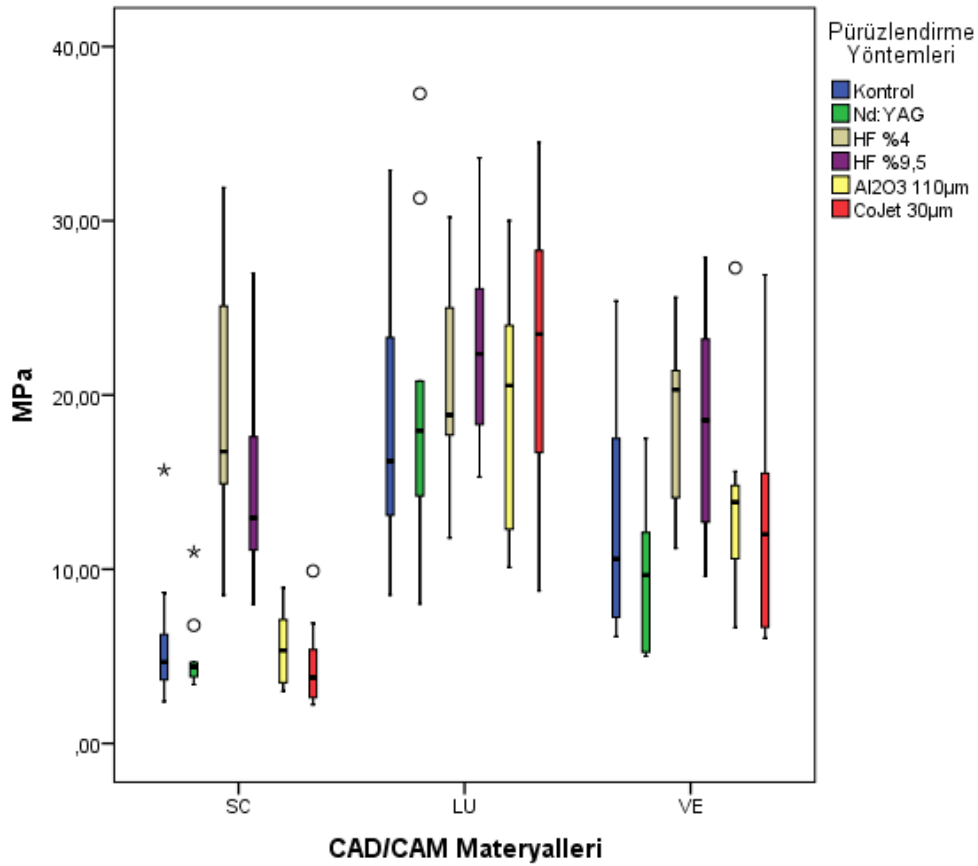
LU'nun Al₂O₃ 110µm ile pürüzlendirildiği grup en yüksek değeri 3,11 µm ile gösterirken, feldispatik seramik SC'nin kontrol grubu 0,80 µm ile en düşük değeri gösterdi.

4.2. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Değerleri (Tablo 4.2)

Tablo 4.2. Grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa).

Pürüzlendirme Yöntemi	Kırılma Değerleri (MPa)		
	Ortanca		
	(Min - Maks)		
	SC (n=10)	LU (n=10)	VE (n=10)
Kontrol	4,67 (2,41 - 15,70)	16,20 (8,53 - 32,90)	10,59 (6,13 - 25,40)
Nd:YAG	4,38 (3,37 - 11,00)	17,95 (8,02 - 37,30)	9,66 (5,00 - 17,50)
HF %4	16,75 (8,52 - 31,90)	18,85 (11,80 - 30,20)	20,30 (11,20 - 25,60)
HF %9,5	12,95 (7,99 - 27,00)	22,35 (15,30 - 33,60)	18,55 (9,60 - 27,90)
Al₂O₃ 110µm	5,33 (2,99 - 8,94)	20,55 (10,10 - 530,00)	13,85 (6,64 - 27,30)
CoJet 30µm	3,78 (2,23 - 9,90)	23,50 (8,76 - 34,50)	12,00 (6,04 - 26,90)

4.2.1. Farklı Pürüzlendirme İşlemlerinin Her Bir Materyalde Oluşturdukları Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması (Şekil 4.3)



Şekil 4.3. Pürüzlendirme yöntemlerine göre grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri grafiği (MPa).

- SC'nin Makaslama Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırılması:

Kontrol grubunda belirlenen makaslama bağlanma değerleri (4,67 MPa), HF %4 (16,75 MPa) ve HF %9,5 (12,95 MPa) gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$). Kontrol grubu ile Nd:YAG (4,38 MPa), Al₂O₃ 110µm (5,33 MPa) ve CoJet 30µm (3,78 MPa) gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

Nd:YAG grubunda belirlenen makaslama bağlanma değerleri, HF %4 ve HF %9,5 gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$). Nd:YAG ile

Al_2O_3 110 μ m ve CoJet 30 μ m gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

HF %4 grubunda belirlenen makaslama bağlanma değerleri, Al_2O_3 110 μ m ve CoJet 30 μ m gruplarından önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,000$). HF %4 ile HF %9,5 gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

HF %9,5 grubunda belirlenen makaslama bağlanma değerleri, Al_2O_3 110 μ m ve CoJet 30 μ m gruplarından önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,000$).

Al_2O_3 110 μ m ile CoJet 30 μ m gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

Kontrol < HF %9,5 < HF %4; Kontrol = Nd:YAG = Al_2O_3 110 μ m = CoJet 30 μ m

Nd:YAG < HF %9,5 < HF %4; Nd:YAG = Al_2O_3 110 μ m = CoJet 30 μ m

CoJet 30 μ m < Al_2O_3 110 μ m < HF %4; HF %4 = HF %9,5

HF 9,5 < Al_2O_3 110 μ m; HF 9,5 = CoJet 30 μ m

Al_2O_3 110 μ m = CoJet 30 μ m

- LU'nun Makaslama Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırılması:

Kontrol (16,20 MPa), Nd:YAG (17,95 MPa), HF %4 (18,85 MPa), HF %9,5 (22,35 MPa), Al_2O_3 110 μ m (20,55 MPa) ve CoJet 30 μ m (23,50 MPa) gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p=0,421$).

Kontrol = Nd:YAG = HF %4 = HF %9,5 = Al_2O_3 110 μ m = CoJet 30 μ m

Nd:YAG = HF %4 = HF %9,5 = Al_2O_3 110 μ m = CoJet 30 μ m

HF %4 = HF %9,5 = Al_2O_3 110 μ m = CoJet 30 μ m

HF %9,5 = Al_2O_3 110 μ m = CoJet 30 μ m

Al_2O_3 110 μ m = CoJet 30 μ m

- VE'nin Makaslama Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırılması:

Kontrol grubu (10,59 MPa) ile Nd:YAG (9,66 MPa), HF %4 (20,30 MPa), HF %9,5 (18,55 MPa), Al₂O₃ 110µm (13,85 MPa) ve CoJet 30µm (12,00 MPa) gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

Nd:YAG grubunda belirlenen makaslama bağlanma değerleri, HF %4 ve HF %9,5 gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu (p=0,003). Nd:YAG ile Al₂O₃ 110µm ve CoJet 30µm gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

HF %4 ile HF %9,5, Al₂O₃ 110µm ve CoJet 30µm gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

HF %9,5 ile Al₂O₃ 110µm ve CoJet 30µm gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

Al₂O₃ 110µm ile CoJet 30µm gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı (p>0,05).

Kontrol = Nd:YAG = HF %4 = HF %9,5 = Al₂O₃ 110µm = CoJet 30µm

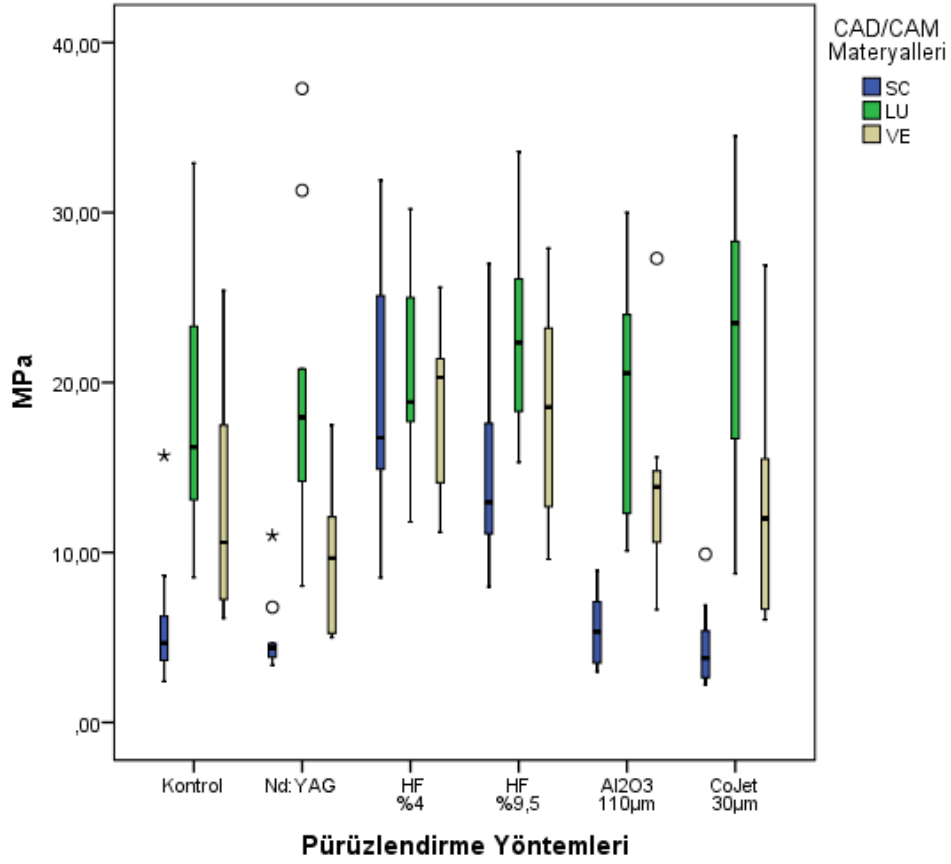
Nd:YAG < HF %9,5 < HF %4; Nd:YAG = Al₂O₃ 110µm = CoJet 30µm

HF %4 = HF %9,5 = Al₂O₃ 110µm = CoJet 30µm

HF %9,5 = Al₂O₃ 110µm = CoJet 30µm

Al₂O₃ 110µm = CoJet 30µm

4.2.2. Aynı Pürüzlendirme İşlemi Uygulanmış Üç Farklı Materyalin Makaslama Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırılması (Şekil 4.4)



Şekil 4.4. Materyallere göre grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri grafiği (MPa).

- Kontrol Gruplarının Makaslama Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen makaslama bağlanma değeri (4,67 MPa), LU (16,20 MPa) ve VE (10,59 MPa) gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,001$).

LU ile VE örneklerinin makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

$$SC < VE < LU; LU = VE$$

- Nd:YAG Gruplarının Makaslama Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen makaslama bağlanma değeri (4,38 MPa), LU (17,95 MPa) ve VE (9,66 MPa) gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$).

LU grubunun makaslama bağlanma değeri, VE grubundan önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,001$).

$$SC < VE < LU; VE < LU$$

- HF %4 Gruplarının Makaslama Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC (16,75 MPa), LU (18,85 MPa) ve VE (20,30 MPa) örneklerinin makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p=0,911$).

$$SC = LU = VE; LU = VE$$

- HF %9,5 Gruplarının Makaslama Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen makaslama bağlanma değeri (12,95 MPa), LU (22,35 MPa) grubundan önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,011$). SC ile VE (18,55 MPa) örneklerinin makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

LU ile VE örneklerinin makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

$$SC < LU; SC = VE; LU = VE$$

- Al₂O₃ 110µm Gruplarının Makaslama Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması:

SC grubunda belirlenen makaslama bağlanma değeri (5,33 MPa), LU (20,55 MPa) ve VE (13,85 MPa) gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$).

LU ile VE örneklerinin makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0,05$).

$$SC < VE < LU; LU = VE$$

- CoJet 30 μ m Gruplarının Makaslama Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması:

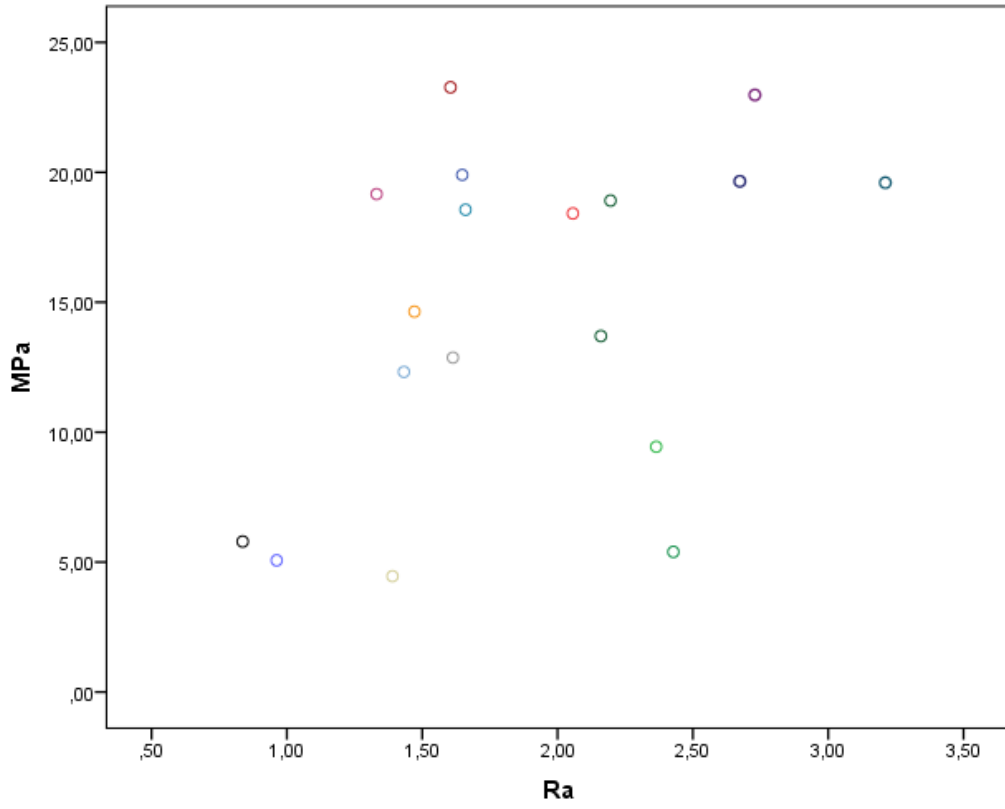
SC grubunda belirlenen makaslama bağlanma değeri (3,78 MPa), LU (23,50 MPa) ve VE (12,00 MPa) gruplarından önemli derecede daha düşük bulundu ($p=0,000$).

LU grubunun makaslama bağlanma değeri, VE grubundan önemli derecede daha yüksek bulundu ($p=0,000$).

$$SC < VE < LU; VE < LU$$

4.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Makaslama Bağlanma Dayanımı Arasındaki Korelasyon Analizi Bulguları

Her bir grubun ortalama yüzey pürüzlülük değerlerinin ve ortalama makaslama bağlanma dayanım değerlerinin kullanılmasıyla elde edilen saçılım grafiğinde (Şekil 4.5) R_a ve MPa arasında pozitif yönlü ilişki görüldü.



° 18 gruptan her birinin R_a ve MPa değerlerinin keşişim noktası.

şekil 4.5. R_a - MPa saçılım grafiği.

Yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlanma dayanımı arasında 0,426 ile orta derecede istatistiksel olarak önemli olmayan pozitif ilişki bulundu ($p=0,078$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. R_a - MPa Pearson korelasyon analizi.

		MPa
R_a	r	0,426
	p	0,078
	n	18

4.4. Kırılma Modu Analiz Bulguları

Makaslama bağlanma dayanım testinde oluşan kırılma modları ve dağılımları; pürüzlendirme yöntemlerine, materyallere, ve gruplara (Pürüzlendirme yöntemi + Materyal) göre Tablo 4.4, 4.5 ve 4.6'de verilmiştir.

Tablo 4.4. Pürüzlendirme yöntemlerine göre kırılma modlarının dağılımı.

Pürüzlendirme Yöntemi	Adeziv	Karma	Koheziv
Kontrol	%80 (24)	%6,7 (2)	%13,3 (4)
Nd:YAG	%76,7 (23)	%6,7 (2)	%16,7 (5)
HF %4	%66,7 (20)	%10 (3)	%23,3 (7)
HF %9,5	%56,7 (17)	%30 (9)	%13,3 (4)
Al_2O_3 110 μ m	%90 (27)	-	%10 (3)
CoJet 30 μ m	%90 (27)	%3,3 (1)	%6,7 (2)

Tablo 4.5. Materyallere göre kırılma modlarının dağılımı.

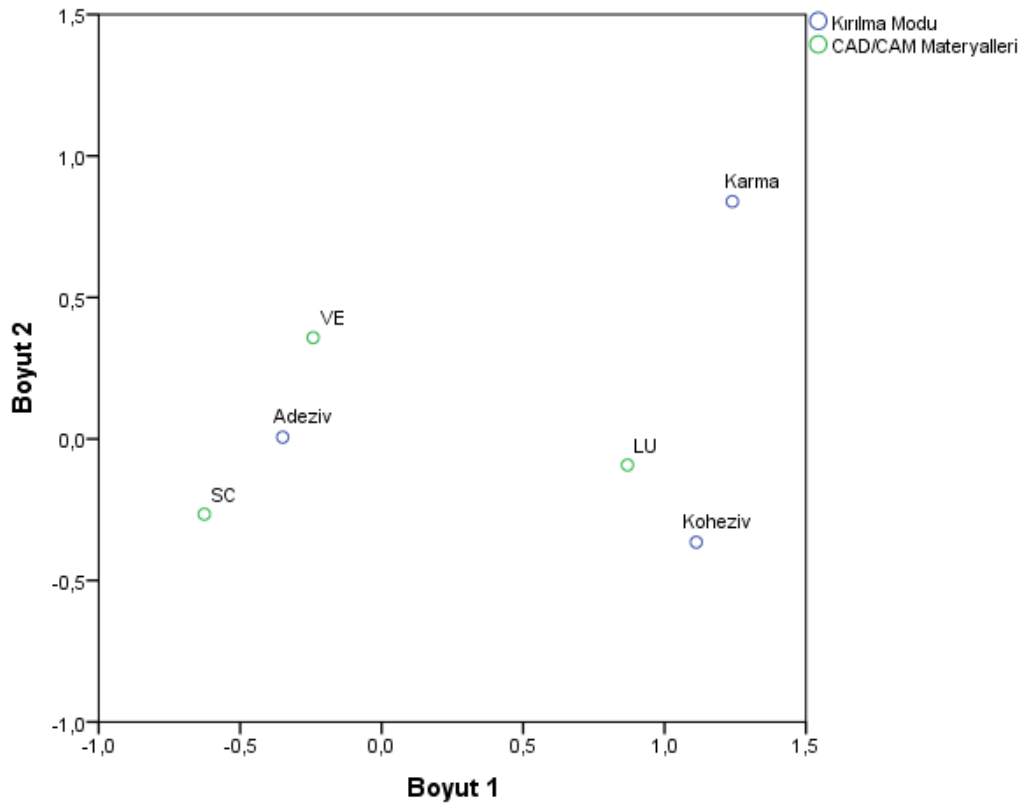
Materyal	Adeziv	Karma	Koheziv
SC	%93,3 (56)	-	%6,7 (4)
LU	%53,3 (32)	%13,4 (8)	%33,3 (20)
VE	%83,3 (50)	%6,7 (4)	%10 (6)

Tablo 4.6. Gruplara göre kırılma modlarının dağılımı.

Gruplar	Adeziv	Karma	Koheziv
SC Kontrol	%90 (9)	-	%10 (1)
SC Nd:YAG	%100 (10)	-	-
SC HF %4	%100 (10)	-	-
SC HF %9,5	%70 (7)	-	%30 (3)
SC Al ₂ O ₃ 110µm	%100 (10)	-	-
SC CoJet 30µm	%100 (10)	-	-
LU Kontrol	%60 (6)	%10 (1)	%30 (3)
LU Nd:YAG	%30 (3)	%20 (2)	%50 (5)
LU HF %4	%40 (4)	%30 (3)	%30 (3)
LU HF %9,5	%40 (4)	%10 (1)	%50 (5)
LU Al ₂ O ₃ 110µm	%70 (7)	-	%30 (3)
LU CoJet 30µm	%80 (8)	%10 (1)	%10 (1)
VE Kontrol	%90 (9)	%10 (1)	-
VE Nd:YAG	%100 (10)	-	-
VE HF %4	%60 (6)	-	%40 (4)
VE HF %9,5	%60 (6)	%30 (3)	%10 (1)
VE Al ₂ O ₃ 110µm	%100 (10)	-	-
VE CoJet 30µm	%90 (9)	-	%10 (1)

LU'nun, Nd:YAG lazer ve HF %9,5 ile pürüzlendirildiği iki grupta en fazla koheziv kırılma gözlenirken, diğer tüm gruplarda en sık görülen mod adezivdir. Ayrıca LU'da görülen tüm koheziv kırılmaların da %85'i minede meydana geldi.

Uyum analizi ile pürüzlendirme yöntemlerinin, materyallerin ve grupların kırılma modu üzerine etkisi değerlendirildi. Kırılma modu üzerine, pürüzlendirme yöntemlerinin ve grupların etkisi yokken, materyal seçimi fark oluşturdu ($p<0,05$). LU koheziv kırılma eğilimi gösterirken, SC ve VE adeziv kırılma eğilimi gösterdi (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Kırılma modları ve CAD/CAM materyalleri için uyum analizi grafiği.

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin karşılaştırıldığı *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar, klinik uygulamalar için materyal seçiminde yardımcı olmaktadır (82). Test koşullarının ve parametrelerin kontrol edilebildiği, tek bir değişkenin etkisinin değerlendirilebildiği *in vitro* çalışmalar, sonuçların daha kolay, hızlı ve pratik bir şekilde elde edilebilmesine olanak vermektedirler. Bu nedenlerle *in vitro* çalışmalar yeni geliştirilmiş bir materyalin güncelliğini kaybetmeden test edilmesinde sıklıkla tercih edilmektedirler (83).

Dental materyal alanında çalışan bilim insanlarının temel hedeflerinden biri, doğal insan mine ve dentinine benzer mekanik özellikleri olan bir materyal geliştirmektir. CAD/CAM materyal teknolojilerindeki gelişmelerle ve üretilen yeni blok materyalleriyle, bu hedefe hergün biraz daha yaklaşılmaktadır (35). Ayrıca klasik yapıdaki seramiklerle karşılaştırıldığında, CAD/CAM materyallerinin yapısal dayanıklılıkları ile ilgili güvenilirliklerinin daha üstün olduğu bilinmektedir (41,84) Bu nedenlerle çalışmamızda son yıllarda geliştirilmiş ve yaygın olarak kullanılmaya başlanmış olan CAD/CAM materyalleri incelenmiştir.

Nanokompozit CAD/CAM materyali LU ve hibrit seramik CAD/CAM materyali VE "yeni seramik/polimer materyaller" olarak tarif edilmektedir. Bu yeni seramik/polimer materyallerde, seramiklerin ve kompozitlerin pozitif özelliklerinin kombine edilmesi amaçlanmıştır. Bir seramik ve bir polimer tarafından oluşturulan çift ağ yapısının, kırılma dayanımı azaltacağı, freze edilebilirliği kolaylaştıracağı ve daha iyi kenar uyumu sağlayacağı iddia edilmektedir (85). Literatür taramasında, yeni seramik/polimer materyallerinin rezin ile olan bağlantısı üzerine yapılmış *in vitro* çalışmalara rastlanmadığı bildirilmiştir. Yeni geliştirilmiş bu materyallerin mineye rezinle olan bağlantı dayanımının ve yüzey pürüzlendirme yönteminin etkisinin araştırıldığı bağımsız *in vitro* çalışmalara ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir (85).

Laminat viner uygulaması, mine dokusunun korunduğu, konservatif ve aynı zamanda estetik tedavi yaklaşımıdır (15). Laminat vinerlerle ilgili 10 yıllık takiplerin yapıldığı klinik çalışmalar sonucunda, %90 üzerinde başarı gösterdikleri bildirilmiştir. Tedavi sonuçlarını ve başarı oranlarını arttırmak amacıyla, teknik ve materyal

geliştirme çalışmaları devam etmektedir (3,13,15,22,30,86). Çalışmamızda test edilen CAD/CAM materyalleri, laminat viner yapımında kullanılabilen materyallerdir.

Etkin rezin - seramik bağlantısı, aralarındaki kimyasal ve mekanik bağlantı ile ilişkilidir (58). Mekanik bağlanma, yüzey pürüzlendirme ile elde edilen mekanik kilitlenme yoluyla; kimyasal bağlanma ise rezinle seramik arasındaki kimyasal reaksiyonla sağlanır. Adeziv mikrorötaf materyal yüzeyine infiltre olmasıyla mekanik bağlanma ve kilitlenme oluşur. Zımparalama, kumlama, asitle pürüzlendirme, silika kaplama ve bu yöntemlerin kombinasyonları, mikrorötaf seramik yüzeyleri oluşturmak için başvurulan yüzey pürüzlendirme yöntemleridir (87). Seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde, cam ve silika içeriğine bağlı olarak %4-9,5 konsantrasyon aralığındaki HF asit uygulaması kullanılmaktadır (4,58,88).

Adeziv dişhekimliğindeki ilerlemelerle, daha iyi bağlanma dayanımı elde etmek için farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri geliştirilmiştir. Seramik materyallerinin lazer uygulamalarıyla modifiye edilmesi araştırılmışsa da, dental seramiklerin lazerle pürüzlendirilmesi üzerine yapılan çalışmalar sınırlıdır (69,89). Araştırmalarda Nd:YAG lazer ile pürüzlendirilen feldispatik porselenlerle, HF asitle pürüzlendirilen feldispatik porselenin bağlanma dayanımlarının kıyaslanabilir olduğu belirlenmiştir (61,63,67).

Literatürdeki dayanıklılık araştırmalarının çoğunda, mine ile olan bağlantının dayanıklı ve stabil olduğu kabul edilmektedir. Minenin, fosforik asitle pürüzlendirilmesi sonucunda oluşan bağlantının tatmin edici olduğu çalışmalarla kanıtlanmıştır (90,91). Çalışmamızda da güvenilir bir bağlantı dayanımına sahip olduğu bilinen mine dokusu tercih edilmiştir.

Cam matriks içeren seramik yüzeylerine silan uygulanmasının, seramik ve rezin arasındaki kimyasal bağlanma için son derece gerekli ve önemli olduğu rapor edilmiştir (57,69,92-94). Silanlar, seramik yüzeyindeki silika partiküllerinin hidroksil gruplarıyla bağlanarak adezyonu kuvvetlendirir (58,93,95). Simanın polimerizasyonu sırasında, rezinin yapısındaki metakrilat grupları silanla birlikte kopolimerler oluşturur ve seramik ile rezin siman arasında bağlanma sağlanır (87,96,97). Bu

bilgilerin ışığında, seramiklerin simantasyonu öncesinde rutin olarak uygulanan silanizasyon işlemi, çalışmamızdaki tüm örnek yüzeylerine uygulanmıştır.

Restoratif materyallerin *in vivo* adeziv başarısızlıklarının en temel sebeplerinden birinin makaslama stresleri olduğu rapor edilmiştir (94,98,99). Seramik materyalleriyle, kompozit rezin arasındaki bağlantının araştırıldığı çalışmalarda en sık tercih edilen yöntemin makaslama bağlanma dayanımı testlerinin olduğu bilinmektedir (92,94,96,100-104).

Geleneksel makaslama bağlanma dayanımı ve gerilim testlerinin tercih edilme sebepleri uygulama ve örnek hazırlamadaki kolaylık ve minimal ekipman gereksinimidir. Makaslama bağlanma dayanımı ve gerilim testlerinin uygulanabilmesi için, örneklerin geniş yüzey alanına sahip olması gerekmektedir. Göreceli olarak geniş kabul edilen yüzey alanı, genellikle 3-6 mm çaplarındaki örneklerde, yaklaşık olarak 7-28 mm² olarak bildirilmiştir (81,105-107). Çalışmamızda mine yüzeyine simante edilen örnek yüzey alanı, orta ve yan kesici dişe uygulanan laminat venerin simantasyon alanına uygun olacak şekilde oluşturulmuştur. Bu alan yaklaşık olarak 23 - 31 mm²'dir ve literatürde önerilen makaslama bağlanma dayanım testlerine uygundur (105).

Diş dokularına olan adezyon testinin standardı olan ISO/TS 11405'in kısıtlamaları dahilinde piston başlığı hızının bağlantı dayanımını etkilemediği bildirilmiştir (81,108). Bağlantı dayanımı üzerine yapılan çalışmaların değerlendirildiği bir incelemede, 100 çalışmanın 46'sında piston başlığı hızı 0,5 mm/dk iken, bu hızın 41 çalışmada 1 mm/dk olduğu bildirilmiştir (81,109). 5 mm çapında bağlantı yüzeyleri kullanılan bir makaslama bağlantı dayanımı çalışmasında ise 0,5 mm/dk ile 10 mm/dk piston başlığı hızları arasında fark bulunmamıştır (81,110). Poitevin ve diğerleri (91,111) hız ne kadar düşükse, stres-zaman eğrisinin o kadar tutarlı sonuçlar vereceğini rapor etmekte ve bu gerekçeyle 1 mm/dk hızı önermektedirler. Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda makaslama bağlanma dayanım testleri için piston başlığı hızı 1 mm/dk olarak belirlenmiştir.

Makaslama bağlanma dayanımı test yöntemleri karşılaştırıldığında, *chisel* gibi keskin kenarlı bir piston başlığı ucu kullanımı, kuvvetin uygulandığı alanda yüksek

stres birikimine sebep olmaktadır (81). Piston başlığı ucunun *flat rod* ve *wire-loop* olduğu çalışmalarla karşılaştırıldığında, *chisel* ile elde edilen değerlerin istatistiksel olarak daha düşük olduğu görülmüştür (81,110,112-114). Bu nedenle, çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, *flat rod* piston başlığı ucu, kullanılmıştır.

Seramik restorasyonların CAD/CAM sistemleriyle üretiminde, 50-60 gritlik elmas aşındırıcı frezler kullanılmakta ve seramik restorasyonların simantasyon yüzeyleri yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olmaktadır. Flury ve diğerleri (80) yaptıkları bir çalışmada, 125 gritlik silikon karbit zımpara ve CAD/CAM frezlerinin oluşturduğu yüzey pürüzlülük değerlerinin birbirine oldukça yakın olduğunu belirlemişlerdir. Çalışmamızdaki örnekler CAD/CAM cihazı ile hazırlanmadığından, CAD/CAM ile frezeleme sonucunda oluşan yüzey pürüzlülüğünü elde etmek amacıyla tüm örnekler 125 gritlik silikon karbit zımpara ile zımparalanmıştır.

In vitro çalışmalar, seramiğin kristal yapısının, kalınlığının, opasitesinin ve renginin, rezin polimerizasyonunu belirgin oranda azalttığını göstermektedir (115-132). Seramik materyal kalınlığı arttıkça, opasite de artmaktadır (121). Restorasyon kalınlığının artmasıyla orantılı olarak polimerizasyon azalmakta ve restorasyon kalınlığı 2,5 mm'den fazla olduğunda rezin simanın polimerizasyonu tamamlanamamaktadır (118,133). Restorasyon kalınlığı 2 mm'den fazla olduğunda, siman sertliğinin azaldığı belirlenmiştir (118). Farklı renklerdeki feldispatik seramiklerin, 1 ve 2 mm kalınlığındaki örnekleri arasında siman sertliği ve ışık geçirgenliği bakımından fark bulunmamıştır. Dört mm kalınlığındaki örneklerde de sadece A1 renginde, 1 ve 2 mm kalınlığındaki restorasyonlarda benzer sonuçlar elde edilmiştir (118). Örnek kalınlığının, renginin ve opasitesinin, rezin siman polimerizasyonuna olumsuz etkisini ortadan kaldırmak amacıyla, çalışmamızda örnek kalınlıkları 2 mm olarak belirlenmiş ve CAD/CAM materyelleri A1 renginde veya eşdeğer renkte, ve yüksek translüsent özellikte seçilmiştir.

CAD/CAM materyelleriyle Awad ve diğerleri (134) tarafından yapılan çalışmada, nanokompozit CAD/CAM materyali LU, hibrit seramik CAD/CAM materyali VE ve feldispatik CAD/CAM materyali SC'nin 500 gritlik silikon karbit zımpara ile pürüzlendirilmesi sonucunda, en yüksek pürüzlülük değerini LU'nun, en

düşük yüzey pürüzlülük değerini de SC'nin gösterdiği belirtilmiştir. Bu üç materyalin, tüm ikili karşılaştırmaları sonucunda da istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur (134). Çalışmamızda aynı materyaller daha kalın (125 grit) silikon karbit zımpara ile pürüzlendirilmiş olsa da, aynı pürüzlülük sıralamasını göstermişler ve yine aynı şekilde tüm ikili karşılaştırmalar sonucunda aralarında anlamlı farklar gözlenmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız CAD/CAM materyellerinden elde edilen ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (R_a) LU=2,26 VE=1,86 ve SC=1,36 şeklinde sıralanmaktadır. Materyallerin resin içerikleri göz önünde bulundurulduğunda en fazla resin LU materyalinde, en az resin ise SC materyalinde bulunmaktadır. Materyal yapısında bulunan resinin, seramiğe kıyasla kolaylıkla aşınarak yüzey profilini etkilediği görüşündeyiz. Bulgularımız da bu görüşümüzü desteklemektedir.

Kara ve diğerleri (135) feldispatik porselenler üzerine yaptıkları çalışmada, kumlama, HF asit ve Nd:YAG lazer ile pürüzlendirme yöntemlerini uygulayarak yüzey pürüzlülük değerleri ve makaslama bağlanma dayanımlarını ölçmüşlerdir. Hem pürüzlülük, hem de bağlantı dayanımı bakımından kumlama ile HF ve Nd:YAG arasında anlamlı farklılıklar bulunurken, HF ve Nd:YAG arasında bulunmamıştır (135). Çalışmamızda da, pürüzlülük değerlerinin yöntemlere göre sıralamasının Kara ve diğerleri çalışması ile uyumlu olduğu görülmüştür. Bağlantı dayanımı değerlendirildiğinde ise, en yüksek MPa değerleri HF ile elde edilmiş ve HF ile diğer iki yöntem arasında anlamlı farklar bulunurken, kumlama ve Nd:YAG arasında bulunmamıştır. Bu bulgu Kara ve diğerleri bulgusu ile farklılık göstermektedir. Bunun, HF asit konsantrasyonları ve Al_2O_3 boyutları arasındaki farklılıklardan kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Liu ve diğerleri (61,136) Nd:YAG lazer ile yüzey pürüzlendirme sırasında, lokal aşırı sıcaklık artışı nedeniyle erimenin meydana geldiğini, ve erimeyi takip eden katılaşma sırasında yüzeyde çatlakların oluştuğunu göstermiştir. Ayrıca bu lokal sıcaklık değişiklikleri, yüzeyden materyalin içine doğru ilerleyen internal gerilimler oluşturabilmektedir. Çalışmamızda, Liu ve diğerlerinin (61) çalışmasında da olduğu gibi, Nd:YAG lazer ile pürüzlendirme sonucunda, yüzey pürüzlülüğü düşük bulunmuş

ve bağlantı dayanım değerlerinin de düşük olduğu görülmüştür. LU ve VE'de ise Nd:YAG lazer uygulamaları sonrasında görülen yüksek yüzey pürüzlülüğünün, bu iki materyaldeki rezin içeriğine bağlı olduğu düşünülmektedir.

Re ve diğerleri (137) CAD/CAM zirkonya üzerine uyguladıkları farklı pürüzlendirmelerin, makaslama bağlanma dayanımı üzerine olan etkisini incelemişler ve 110 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapılmayan kontrol grubu arasında fark bulmuşlardır. Aynı şekilde 110 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilmiş ve CoJet 30 μm ile pürüzlendirilmiş zirkonya örneklerde CoJet 30 μm lehine fark bulmuşlardır. Çalışmamızda, test edilen her üç CAD/CAM materyalinde pürüzlülük bakımından istatistiksel olarak anlamlı olmayan farklar gözlenmiştir. Buradan yola çıkarak, CoJet 30 μm 'nin zirkonya için uygun bir yüzey pürüzlendirme yöntemi olduğu söylenebilir. Ancak çalışmamızda incelenen, SC, LU ve VE için kontrol grubu ile kıyasla hem CoJet 30 μm ve hem de 110 μm Al_2O_3 'ün önerilmesinin çok da uygun olmadığı sonucuna ulaşılabilir.

Erdemir ve diğerleri (94) lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM seramik materyaline farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulayarak yüzey pürüzlülük değerlerini ve makaslama bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlarla, çalışmamızdan çıkan sonuçlar karşılaştırıldığında paralellik gösteren sonuçlar şunlardır:

Yüzey pürüzlülüğü;

SC - Kontrol grubunun değerleri HF %9,5 grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha düşük bulunmuştur. Kontrol grubunun değerleri CoJet 30 μm grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha düşük bulunmuştur. Nd:YAG grubunun değerleri HF %9,5 grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha düşük bulunmuştur.

LU - Nd:YAG grubunun değerleri HF %9,5 grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha yüksek bulunmuştur. HF %9,5 grubunun değerleri CoJet 30 μm grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha düşük bulunmuştur.

VE - Nd:YAG grubunun değerleri istatistiksel olarak önemli derecede HF %9,5 grubundan yüksek bulunmuştur. Nd:YAG grubunun değerleri CoJet 30 µm grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha yüksek bulunmuştur.

Makaslama bağlanma dayanımı;

SC - Kontrol grubunun değerleri HF %9,5 grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha düşük bulunmuştur. Nd:YAG grubunun değerleri HF %9,5 grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha düşük bulunmuştur.

VE - Nd:YAG grubunun değerleri HF %9,5 grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli derecede daha düşük bulunmuştur.

Referans alınan çalışmadaki materyale en yakın kimyasal kompozisyonu olan SC'de en fazla benzerliğin görülmesi beklenirken gözlenen uyumsuzlukların, CAD/CAM materyallerindeki farklılıkların yanı sıra, pürüzlendirme yöntemleri arasındaki farklılıklarından da kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir (94). Erdemir ve diğerleri (94)Er:YAG lazer ile 300 mJ, 20 Hz, 6 W, 20 sn parametrelerini seçerken, HF %9,6 ile 20 sn'lik bir uygulama ve 2,5 atm basınçla, 10 mm'den, 10 sn dairesel hareketlerle, yüzeye dik gelecek şekilde pürüzlendirme yapmışlardır (94). Çalışmamızda ise, Nd:YAG lazer ile 100 mJ, 20 Hz, 2 W, 30 sn parametrelerini tercih ederken, HF %9,5 ile 90 sn'lik bir uygulama ve CoJet 30 µm ile 3 atm basınçla, 10 mm'den, 10 sn dairesel hareketlerle, yüzeye dik gelecek şekilde pürüzlendirme yapılmıştır (61,138,139).

Birçok çalışmada cam matriks içeren seramiklerin HF ile pürüzlendirilmesi sonucunda yüksek bağlantı değerleri belirlenmiştir (57,92,140,141). Seramik yüzeyine uygulanan HF, cam matriksi çözerek, kristal yapıyı ortaya çıkarmakta ve oluşturduğu mikropöröziteler, oluklar ve *undercut*larla yüzey alanını arttırarak, mikromekanik bağlanmayı sağlamaktadır (57,58,141). Bu nedenle çalışmamızda, cam matriks içeriği en yüksek olan SC'nin, HF uygulamalarında LU ve VE'den belirgin bir şekilde daha yüksek R_a ve MPa değerleri sergilemesi beklenmekteydi. Ancak yüzey pürüzlülük ölçümlerinde, HF %4 ile yapılan pürüzlendirme işlemleri sonrasında, sadece VE, SC'den istatistiksel olarak daha yüksek değerler gösterirken,

HF %9,5 ile gerçekleştirilen pürüzlendirme uygulamaları üç materyal arasında fark oluşturmamıştır. Bağlanma dayanıklılığı değerleri için de HF %4 fark oluşturmazken, HF %9,5 SC ve LU arasında anlamlı fark oluşturmuştur. Bu durum, LU ve VE'nin silika yoğunluklarının, SC'den düşük olsa bile, SC ile benzer yüzey profil özelliği göstermesi için yeterli olduğu varsayımı ile açıklanabilmektedir.

Thurmond ve diğerleri (142) ile Piwowarczyk ve diğerlerinin (143) yaptıkları çalışmalarda, rezin materyalleriyle seramik yüzeyleri arasındaki klinik bağlantı dayanımının oral kavite için asgari 10-12 MPa'dan az olmaması gerektiğini rapor edilmiştir. SC ve VE'de, sadece kontrol ve Nd:YAG lazer gruplarında, bu değerlerin altında sonuçlarla karşılaşmış ve her iki materyal için bu iki grup arasında anlamlı bir fark izlenmemiştir. Bu nedenlerle Nd:YAG lazer ile pürüzlendirmenin, çalışmamızdaki CAD/CAM materyalleri kullanılarak üretilen restorasyonlarda, uygun klinik bağlantı dayanımını sağlayamayacağı söylenebilir. LU'da, kontrol ve Nd:YAG lazerle pürüzlendirme sonrasında elde edilen bağlantı dayanımı değerleri 10-12 MPa'nın üzerinde olsa da, daha önce de belirtildiği gibi sadece kontrol ve Nd:YAG lazer grupları arasında değil, diğer tüm pürüzlendirme yöntemleri arasında makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında fark bulunmamıştır. Bu durumun, nanokompozit CAD/CAM materyali LU'nun yüksek oranda rezin içermesi nedeniyle (ağırlıkça yaklaşık %20,5) uygulanan pürüzlendirme yöntemleri arasında fark oluşturmayan bağlantı dayanım değerlerinin elde edilmesiyle açıklanabilir.

Çalışmamızda yüzey pürüzlülük ve makaslama bağlanma dayanım değerlerinin arasında orta düzey korelasyon bulunmasına rağmen, anlamlı fark gözlenmemiştir. Bu durum, makaslama bağlanma dayanımını belirleyen tek faktörün yüzey pürüzlülüğü olmaması ile açıklanabilir. CAD/CAM materyalini oluşturan bileşimin ve oranlarının belirleyici fark yaratabileceği düşünülmektedir.

Thurmond ve diğerleri (142) porselenlere uygulanan yüzey pürüzlendirme yöntemleri ile ilgili yaptıkları bir çalışmada 13 MPa'nın üzerindeki makaslama bağlanma değeri gösteren örneklerde genellikle koheziv kırılma görüldüğünü rapor etmişlerdir. Çalışmamızda koheziv kırılmaların %66,7'sinin rapor edildiği LU'da, tüm gruplarda 13 MPa'nın üzerinde değerlerle karşılaşmıştır. VE'de ise HF %4, HF %9,5

ve 110 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapıldığında kırılmaların %83,3 oranında koheziv karakterli olduğu görülmüştür. SC'de ise sadece HF %4 grubunda ortalama 13 MPa'nın üzerinde makaslama bağlanma değerleri izlenmiş, fakat meydana gelen tüm kırılma modu adeziv olarak karşımıza çıkmıştır. Bu Thormund ve diğerlerinin çalışmasıyla çelişen bir durumdur.

Kelly (144), 1990'ların sonlarında yaptığı çalışmada, laboratuvar ortamında test edilen tam seramiklerin, klinik koşullarla kıyaslanabilecek sonuçlar sergilemesi gerektiğini bildirmiştir. Bu amaçla, laboratuvar testlerinin anlamlı olabilmesi için son derece önemli faktörler tanımlamıştır. Bu faktörler: 1) piston başlığının ucu ile örnek arasındaki yüzey alanı, 2) klinikle tutarlı restorasyonların, belirli bir substrata simante edilmiş olması, 3) yaşlandırma ve dinamik yükleme, ve 4) ıslak çalışma koşulları, olarak sıralanabilir.

Çalışmamızda kuvvetin, *flat rod* piston başlığı ucu ile 8 mm^2 alana uygulanması ile Kelly'nin 1999'da yaptığı çalışmanın önerilerine uyulmuştur.

Bir laminat vener restorasyonun ortalama simantasyon yüzey alanı, yaklaşık olarak restorasyonun yapılacağı dişin labial yüzeyi kadardır ve tercih edilen preperasyon tekniğine bağlı olarak yüzey morfolojisi değişiklik gösterir. Çalışmamızda, 16 mm^2 'lik düz mine yüzeyleri substrat olarak seçilmiştir. Ancak klinikte, yüzey alanı yaklaşık 69 mm^2 olan üst çene santral kesicilerinde, laminat vener preperasyonu sonrasında, hemen her zaman 16 mm^2 'den daha geniş yüzeylerle karşılaşmaktadır (145). Ancak deneylerde örnekler arasında standardizasyon sağlamak için düz yüzeyli ve eşit yüzey alanı olan örnekler hazırlanmıştır.

Çalışmamızda, *dual-cure* adeziv rezin polimerizasyonunun tamamlanması ve bu zaman diliminin ağız içi koşullara en yakın olacak şekilde geçirilebilmesi için, ışıkla polimerizasyon sonrasında tüm örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletilmiştir.

Bu çalışmanın sonucunda, kısa, orta veya uzun dönem klinik performans hakkında bilgi verebilecek yaşlandırma ve dinamik yükleme işlemlerinin uygulandığı *in vitro* çalışmaların da yapılabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca çalışma sonuçlarının *in vivo* çalışmalarla da desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* deneysel çalışmanın hipotezlerinden;

1. Laminat vener restorasyon yapımında kullanılan üç farklı CAD/CAM materyaline uygulanan altı farklı yüzey pürüzlendirme işleminin oluşturduğu yüzey pürüzlülükleri arasında fark olmaması hipotezi reddedilmiş,

2. Farklı pürüzlendirme işlemleri uygulanmış laminat vener materyallerinin, mine yüzeyine olan makaslama bağlanma dayanıklılıkları arasında fark olmaması hipotezi SC ve VE için reddedilirken, LU için kabul edilmiştir.

Bu *in vitro* çalışmanın sınırlamaları dahilinde çıkarılabilecek sonuçlar aşağıdaki gibidir:

1. Yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında orta derecede korelasyon saptandığından, yüzey pürüzlülüğü arttıkça, makaslama bağlanma dayanımının artacağı sonucuna varılamaz.

2. Materyalin kimyasal yapısı ve yapısındaki farklı komponentlerin oranları pürüzlülük ve bağlanma dayanımını etkilemektedir.

3. HF asit (%4 veya 9,5) ile pürüzlendirilmiş feldispatik seramik SC, klinik olarak kabul edilebilir değerlerde bağlanma dayanıklılığı sağlar.

4. Nanokompozit yapısındaki LU materyali pürüzlendirme işlemi uygulanmaksızın diş minesine simante edilebilir.

5. HF asit (%4 veya 9,5) ile pürüzlendirilmiş hibrit seramik VE, klinik olarak kabul edilebilir değerlerde bağlanma dayanıklılığı sağlar.

6. Feldispatik SC ve hibrit seramik VE adeziv kırılma, nanokompozit LU koheziv kırılma karakteristikleri gösterir.

Yeni seramik/polimer materyaller olarak aynı grupta incelenen nanokompozit ve hibrit seramik CAD/CAM materyalleriyle ilgili daha ileri *in vitro* ve *in vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Meyer Filho, A., Vieira, L.C., Baratieri, L.N.,Lopes, G.C. (2005) Porcelain veneers as an alternative for the esthetic treatment of stained anterior teeth: clinical report. *Quintessence Int*, 36 (3), 191-196.
2. Javaheri, D. (2007) Considerations for planning esthetic treatment with veneers involving no or minimal preparation. *J Am Dent Assoc*, 138 (3), 331-337.
3. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (2000) Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, 28 (3), 163-177.
4. Chen, L.,Suh, B.I. (2012) Bonding of resin materials to all-ceramics: A review. *Current Research in Dentistry*, 3 (1), 7.
5. Calamia, J.R. (1988) The etched porcelain veneer technique. *N Y State Dent J*, 54 (7), 48-50.
6. Calamia, J.R. (1989) Clinical evaluation of etched porcelain veneers. *Am J Dent*, 2 (1), 9-15.
7. Pincus, C. (1938) Building mouth personality. *J South Calif Dent Assoc*, 14, 125-129.
8. Qualtrough, A.J., Wilson, N.H.,Smith, G.A. (1990) Porcelain inlay: a historical view. *Oper Dent*, 15 (2), 61-70.
9. Studer, S., Zellweger, U.,Scharer, P. (1996) The aesthetic guidelines of the mucogingival complex for fixed prosthodontics. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 8 (4), 333-341; quiz 342.
10. Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Roberson, T., Heymann, H.,Ritter, A. (2006) Sturdevant's art and science of operative dentistry. *Chaper*, 7, 307-344.
11. Edelhoff, D.,Sorensen, J.A. (2002) Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87 (5), 503-509.
12. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Yosida, Y., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (1999) Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. *Dental Materials*, 15 (2), 105-119.
13. Gresnigt, M.M.M. (2011). Clinical and laboratory evaluation of laminate veneers. University Library Groningen][Host].

14. Gürel, G. (2004) Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, 347-366.
15. Shetty, N., Dandakeri, S., Dandakeri, S. (2013) 'Porcelain Veneers, a Smile Make Over': A Short Review. *Journal of Orofacial Research*, 3 (3), 186-190.
16. Mathew, C., KS, S.M.K. (2010) A review on ceramic laminate veneers. *diastema*, 29, 30.
17. Baratieri, L.N. (1993). Advanced operative dentistry: Quintessence.
18. Ozcan, M., Alander, P., Vallittu, P.K., Huysmans, M.C., Kalk, W. (2005) Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *J Mater Sci Mater Med*, 16 (1), 21-27.
19. Shajii, L., Santerre, J.P. (1999) Effect of filler content on the profile of released biodegradation products in micro-filled bis-GMA/TEGDMA dental composite resins. *Biomaterials*, 20 (20), 1897-1908.
20. Sailynoja, E.S., Shinya, A., Koskinen, M.K., Salonen, J.I., Masuda, T., Shinya, A. ve diğerleri. (2004) Heat curing of UTMA-based hybrid resin: effects on the degree of conversion and cytotoxicity. *Odontology*, 92 (1), 27-35.
21. Magne, P., Douglas, W.H. (2000) Interdental design of porcelain veneers in the presence of composite fillings: finite element analysis of composite shrinkage and thermal stresses. *Int J Prosthodont*, 13 (2), 117-124.
22. Peumans, M., De Munck, J., Fieuws, S., Lambrechts, P., Vanherle, G., Van Meerbeek, B. (2003) A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *The journal of adhesive dentistry*, 6 (1), 65-76.
23. Meijering, A., Creugers, N., Roeters, F., Mulder, J. (1998) Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. *Journal of dentistry*, 26 (7), 563-568.
24. Wakiaga, J.M., Brunton, P., Silikas, N., Glenny, A.M. (2004) Direct versus indirect veneer restorations for intrinsic dental stains. *The Cochrane Library*.
25. Buonocore, M.G. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 34 (6), 849-853.
26. Horn, H.R. (1983) Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am*, 27 (4), 671-684.
27. Calamia, J., Simonsen, R. (1984). Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain [Bildiri]. *Journal of Dental Research*.

28. Dunne, S., Millar, B. (1993) A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. *British dental journal*, 175 (9), 317-321.
29. Oh, W.S., DeLong, R., Anusavice, K.J. (2002) Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent*, 87 (4), 451-459.
30. Fradeani, M., Redemagni, M., Corrado, M. (2005) Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 25 (1), 9-17.
31. Meijering, A.C., Roeters, F.J., Mulder, J., Creugers, N.H. (1997) patients' satisfaction with different types of veneer restorations. *J Dent*, 25 (6), 493-497.
32. Suzuki, S., Nagai, E., Taira, Y., Minesaki, Y. (2002) In vitro wear of indirect composite restoratives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88 (4), 431-436.
33. Yoshida, K., Morimoto, N., Tsuo, Y., Atsuta, M. (2004) Flexural fatigue behavior of machinable and light-activated hybrid composites for esthetic restorations. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 70 (2), 218-222.
34. Anusavice, K.J., Phillips, R.W., Shen, C., Rawls, H.R. (2012). Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences.
35. He, L.-H., Swain, M. (2011) A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *dental materials*, 27 (6), 527-534.
36. Davidowitz, G., Kotick, P.G. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55 (3), 559-570, ix.
37. Wittneben, J.G., Wright, R.F., Weber, H.P., Gallucci, G.O. (2009) A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont*, 22 (5), 466-471.
38. Seydler, B., Schmitter, M. (2011) Esthetic restoration of maxillary incisors using CAD/CAM chairside technology--a case report. *Quintessence Int*, 42 (7), 533-537.
39. Quinn, J., Su, L., Flanders, L., Lloyd, I. (2000) "Edge toughness" and material properties related to the machining of dental ceramics. *Machining Science and Technology*, 4 (2), 291-304.
40. Koller, M., Arnetzl, G.V., Holly, L., Arnetzl, G. (2012) Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent*, 15 (2), 159-164.

41. Mormann, W.H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T.,Mehl, A. (2013) Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*, 20, 113-125.
42. Chen, C., Trindade, F.Z., de Jager, N., Kleverlaan, C.J.,Feilzer, A.J. (2014) The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, 30 (9), 954-962.
43. Coldea, A., Swain, M.V.,Thiel, N. (2013) Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29 (4), 419-426.
44. Schmidseeder, J. (2000). Color Atlas of Dental Medicine: Aesthetic Dentistry (1st edition bs.): Thieme.
45. Belser, U.C., MACNE, P.,MACNE, M. (1997) Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 9 (4), 197-207.
46. Strassler, H.E. (2007) Minimally invasive porcelain veneers: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *Gen Dent*, 55 (7), 686-694; quiz 695-686, 712.
47. Calamia, J.R.,Calamia, C.S. (2007) Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin North Am*, 51 (2), 399-417, ix.
48. Walls, A. (1995) The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 2. Clinical results after 5 years of follow-up. *British dental journal*, 178 (9), 337-340.
49. Della Bona, A.,Kelly, J.R. (2008) The clinical success of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 139, S8-S13.
50. Della Bona, A. (2009). Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry: Artes Médicas.
51. Stangel, I., Ellis, T.H.,Sacher, E. (2007) Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am*, 51 (3), 677-694, vii.
52. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Gladys, S., Braem, M., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (1996) Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence Int*, 27 (11), 775-784.
53. Shen, C., Oh, W.-s.,Williams, J.R. (2004) Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91 (5), 453-458.

54. Roulet, J.F., Soderholm, K.J., Longmate, J. (1995) Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res*, 74 (1), 381-387.
55. Shahverdi, S., Canay, S., Sahin, E., Bilge, A. (1998) Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil*, 25 (9), 699-705.
56. Dilber, E., Yavuz, T., Kara, H.B., Ozturk, A.N. (2012) Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomedicine and laser surgery*, 30 (6), 308-314.
57. Ozcan, M., Vallittu, P.K. (2003) Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 19 (8), 725-731.
58. Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003) Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89 (3), 268-274.
59. Convissar, R.A., Goldstein, E.E. (2001) A combined carbon dioxide/erbium laser for soft and hard tissue procedures. *Dent Today*, 20 (1), 66-71.
60. Akova, T., Yoldas, O., Toroglu, M.S., Uysal, H. (2005) Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128 (5), 630-637.
61. Liu, L., Liu, S., Song, X., Zhu, Q., Zhang, W. (2013) Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers Med Sci*.
62. da Silveira, B.L., Paglia, A., Burnett, L.H., Shinkai, R.S., Eduardo Cde, P., Spohr, A.M. (2005) Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomed Laser Surg*, 23 (6), 543-548.
63. Li, R., Ren, Y., Han, J. (2000) Effects of pulsed Nd: YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*, 18 (6), 377.
64. Foxton, R.M., Cavalcanti, A.N., Nakajima, M., Pilecki, P., Sherriff, M., Melo, L. ve diğ erleri. (2011) Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*, 20 (2), 84-92.
65. Rocatec Bonding: Scientific Product Profile, 2001 3M ESPE.
66. CoJet Product Dossier, 1998, ESPE.

67. Usumez, A., Hamdemirci, N., Koroglu, B.Y., Simsek, I., Parlar, O.,Sari, T. (2013) Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers in medical science*, 28 (1), 259-266.
68. Dundar, B.,Guzel, K.G. (2011) An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers Med Sci*, 26 (6), 777-782.
69. Gökçe, B., Özpinar, B., DüNDAR, M., Cömlekoglu, E., Sen, B.,Güngör, M. (2007) Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative dentistry*, 32 (2), 173-178.
70. Coluzzi, D.J. (2004) Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 751-770, v.
71. Bailey, L.F.,Bennett, R.J. (1988) DICOR surface treatments for enhanced bonding. *J Dent Res*, 67 (6), 925-931.
72. Sorensen, J.A., Kang, S.K.,Avera, S.P. (1991) Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater*, 7 (2), 118-123.
73. Kern, M.,Thompson, V.P. (1994) Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *The Journal of prosthetic dentistry*, 71 (5), 453-461.
74. Isidor, F., Stokholm, R.,Ravnholt, G. (1995) Tensile bond strength of resin luting cement to glass infiltrated porous aluminium oxide cores (In-Ceram). *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 3 (5), 199-202.
75. Wood, D., Bubb, N., Millar, B.,Dunne, S. (1997) Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etch-resistant dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78 (3), 275-280.
76. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C.,Silikas, N. (2007) Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, 18 (1), 155-163.
77. Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D.,Plietsch, R. (1998) Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*, 20 (1), 79-92.
78. Whitehead, S.A., Shearer, A.C., Watts, D.C.,Wilson, N.H. (1995) Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22 (6), 421-427.

79. Erdem, A., Akar, G.C., Erdem, A.,Kose, T. (2014) Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Oper Dent*, 39 (3), E118-127.
80. Flury, S., Peutzfeldt, A.,Lussi, A. (2012) Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials. *Operative dentistry*, 37 (6), 617-624.
81. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C.,Xavier, T.A. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26 (2), e38-e49.
82. Lee, J.J., Nettey-Marbell, A., Cook, A., Jr., Pimenta, L.A., Leonard, R.,Ritter, A.V. (2007) Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc*, 138 (12), 1599-1603.
83. Buonocore, M.G., Matsui, A.,Gwinnett, A.J. (1968) Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*, 13 (1), 61-70.
84. Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R.,Anusavice, K. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*, 28 (7), 529-535.
85. Spitznagel, F.A., Horvath, S.D., Guess, P.C.,Blatz, M.B. (2014) Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*, 26 (6), 382-393.
86. Friedman, M. (1998) A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician's observations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 19 (6), 625-628, 630, 632 passim; quiz 638.
87. Della Bona, A., Shen, C.,Anusavice, K.J. (2004) Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, 20 (4), 338-344.
88. Conrad, H.J., Seong, W.-J.,Pesun, I.J. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98 (5), 389-404.
89. Miserendino, L.,Pick, R.M. (1995). *Lasers in dentistry*: Quintessence Pub Co.
90. De Munck, J.d., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. ve diğerleri. (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84 (2), 118-132.

91. Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L.H.A., Soares, C.J., Yamagawa, J. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26 (2), e50-e62.
92. Saracoglu, A., Cura, C., Cotert, H.S. (2004) Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil*, 31 (8), 790-797.
93. Aboushelib, M.N., Ghoneim, M., Mirmohammadi, H., Salameh, Z. (2009) General principles for achieving adequate bond to all ceramic restorations. *J Dent Oral Hyg*, 1, 36-41.
94. Erdemir, U., Sancakli, H.S., Sancakli, E., Eren, M.M., Ozel, S., Yucel, T. ve diğ erleri. (2014) Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *J Adv Prosthodont*, 6 (6), 434-443.
95. de Melo, R.M., Valandro, L.F., Bottino, M.A. (2007) Microtensile bond strength of a repair composite to leucite-reinforced feldspathic ceramic. *Braz Dent J*, 18 (4), 314-319.
96. Graiff, L., Piovan, C., Vigolo, P., Mason, P.N. (2008) Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. *J Prosthodont*, 17 (4), 294-299.
97. Corazza, P.H., Cavalcanti, S.C., Queiroz, J.R., Bottino, M.A., Valandro, L.F. (2013) Effect of post-silanization heat treatments of silanized feldspathic ceramic on adhesion to resin cement. *J Adhes Dent*, 15 (5), 473-479.
98. Ersu, B., Yuzugullu, B., Ruya Yazici, A., Canay, S. (2009) Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent*, 37 (11), 848-856.
99. Swift, E.J., Jr., Perdigao, J., Heymann, H.O. (1995) Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int*, 26 (2), 95-110.
100. Sarac, D., Sarac, Y.S., Kulunk, S., Erkocak, A. (2013) Effect of various surface treatments on the bond strength of porcelain repair. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 33 (4), e120-126.
101. Yavuz, T., Dilber, E., Kara, H.B., Tuncdemir, A.R., Ozturk, A.N. (2013) Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci*, 28 (5), 1233-1239.

102. Ruttermann, S., Fries, L., Raab, W.H., Janda, R. (2008) The effect of different bonding techniques on ceramic/ resin shear bond strength. *J Adhes Dent*, 10 (3), 197-203.
103. Kursoglu, P., Motro, P.F., Yurdagüven, H. (2013) Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont*, 5 (2), 98-103.
104. Frankenberger, R., Kramer, N., Sindel, J. (2000) Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent*, 25 (3), 209-215.
105. Shono, Y., Terashita, M., Pashley, E.L., Brewer, P.D., Pashley, D.H. (1997) Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dental Materials*, 13 (5), 290-296.
106. Shono, Y., Ogawa, T., Terashita, M., Carvalho, R., Pashley, E., Pashley, D. (1999) Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *Journal of Dental Research*, 78 (2), 699-705.
107. Hashimoto, M., Tay, F.R., Svizero, N.R., de Gee, A.J., Feilzer, A.J., Sano, H. ve diğeri. (2006) The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dental materials*, 22 (6), 560-568.
108. ISO-standards. ISO/TS 11405 Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure.
109. Burke, F., Hussain, A., Nolan, L., Fleming, G. (2008) Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 16 (4), 158-165.
110. Watanabe, L., Marshall, G., Marshall, S. (1999). Variables influence on shear bond strength testing to dentin [Bildiri]. *Advanced Adhesive Dentistry*, 3rd International Kuraray Symposium, Vol. Granada International Symposium. Kuraray Co. Ltd.
111. Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P. ve diğeri. (2008) Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *The journal of adhesive dentistry*, 10 (1), 7-16.
112. Dickens, S., Milos, M. (2002) Relationship of dentin shear bond strengths to different laboratory test designs. *American journal of dentistry*, 15 (3), 185-192.

113. Yaman, P., Dennison, J.,Herrero, A. (2002) Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88 (5), 511-515.
114. Sinhoretj, M.A.C., Consani, S., de Goes, M.F., Sobrinho, L.C.,Knowles, J.C. (2001) Influence of loading types on the shear strength of the dentin–resin interface bonding. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 12 (1), 39-44.
115. Jung, H., Friedl, K.-H., Hiller, K.-A., Furch, H., Bernhart, S.,Schmalz, G. (2006) Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Operative dentistry*, 31 (1), 68-77.
116. Rasetto, F.H., Driscoll, C.F., Prestipino, V., Masri, R.,von Fraunhofer, J.A. (2004) Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91 (5), 441-446.
117. Koch, A., Kroeger, M., Hartung, M., Manetsberger, I., Hiller, K.-A., Schmalz, G. ve diğ erleri. (2007) Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *The journal of adhesive dentistry*, 9 (5), 449-462.
118. Soares, C., Silva, N.,Fonseca, R. (2006) Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Operative dentistry*, 31 (3), 384-389.
119. El-Mowafy, O., Rubo, M.,El-Badrawy, W. (1998) Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Operative Dentistry*, 24 (1), 38-44.
120. Brodbelt, R., O'brien, W.,Fan, P. (1980) Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 59 (1), 70-75.
121. Uctasli, S., Hasanreisoglu, U.,Wilson, H. (1994) The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21 (5), 565-575.
122. Chan, K.,Boyer, D. (1989) Curing light-activated composite cement through porcelain. *Journal of dental research*, 68 (3), 476-480.
123. Blackman, R., Barghi, N.,Duke, E. (1990) Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63 (3), 295-300.
124. Breeding, L.C., Dixon, D.L.,Caughman, W.F. (1991) The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*, 65 (4), 512-518.

125. O'Keefe, K., Pease, P., Herrin, H. (1991) Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *The Journal of prosthetic dentistry*, 66 (4), 434-438.
126. El-Badrawy, W.A., El-Mowafy, O.M. (1995) Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73 (6), 515-524.
127. Lee, I., Um, C. (2001) Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *Journal of oral rehabilitation*, 28 (2), 186-197.
128. Watanabe, K., Ohnishi, E., Kaneshima, T., Mine, A., Yatani, H. (2002) Porcelain veneer bonding to enamel with plasma-arc light resin curing. *Dental materials journal*, 21 (1), 61-68.
129. Barghi, N., McAlister, E.H. (2003) LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24 (7), 497-500, 502, 504 passim; quiz 508.
130. Cardash, H.S., Baharav, H., Pilo, R., Ben-Amar, A. (1993) The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry*, 69 (6), 620-623.
131. Myers, M.L., Caughman, W.F., Rueggeberg, F.A. (1994) Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 3 (3), 149-157.
132. Tanoue, N., Koishi, Y., Matsumura, H., Atsuta, M. (2001) Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. *Journal of oral rehabilitation*, 28 (7), 618-623.
133. Price, R., Murphy, D.G., Dérand, T. (2000) Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 31 (9), 659-667.
134. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., Ilie, N. (2015) Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*.
135. Kara, H.B., Ozturk, A.N., Aykent, F., Koc, O., Ozturk, B. (2011) The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers Med Sci*, 26 (5), 599-604.
136. Noda, M., Okuda, Y., Tsuruki, J., Minesaki, Y., Takenouchi, Y., Ban, S. (2010) Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation. *Dent Mater J*, 29 (5), 536-541.

137. Re, D., Augusti, D., Spreafico, D., Casali, S., Motta, G. (2005) Resin Bonding to Zirconia After Different Surface Treatments.
138. Ilgenstein, I., Zitzmann, N.U., Buhler, J., Wegehaupt, F.J., Attin, T., Weiger, R. ve diğerleri. (2015) Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays. *Clin Oral Investig*, 19 (5), 1021-1028.
139. Elsaka, S.E. (2015) Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J*, 34 (2), 161-167.
140. Boscato, N., Della Bona, A., Del Bel Cury, A.A. (2007) Influence of ceramic pre-treatments on tensile bond strength and mode of failure of resin bonded to ceramics. *Am J Dent*, 20 (2), 103-108.
141. Peumans, M., Hikita, K., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2007) Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent*, 35 (4), 282-288.
142. Thurmond, J.W., Barkmeier, W.W., Wilwerding, T.M. (1994) Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*, 72 (4), 355-359.
143. Piwowarczyk, A., Lauer, H.C., Sorensen, J.A. (2005) The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 30 (3), 382-388.
144. Kelly, J.R. (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 81 (6), 652-661.
145. Nelson, S.J. (2014). Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion: Elsevier Health Sciences.

EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 376

28 Mart 2014

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 19.03.2014 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2014/05
Proje No : GO 14/190 (Değerlendirme Tarihi 19.03.2014)
Karar No : GO 14/190 - 28

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof.Dr.Nesrin ANIL'ın sorumlu araştırmacı olduğu Dt.Yusuf Emre MERAL'ın tezi olan GO 14/190 kayıt numaralı ve "*Laminat Vener Restorasyon Yapımında Kullanılan Feldspatik, Nanokompozit ve Hibrit Seramik CAD CAM Bloklarına Uygulanan Farklı Düzey Pürüzlendirme İşlemlerinin Mine Yüzeyine Olan Bağlanma Dayanıklılığına Etkisi*" başlıklı proje önerisi araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|---|--|
| 1.Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan) | 9 Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye) |
| GÖREVLİ | GÖREVLİ |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye) | 10. Prof. Dr. Cansın Saçkesen (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye) | 11. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Sevda F. Müftüoğlu (Üye) | 12. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Şokmensüer (Üye) | 13 Doç. Dr. S. Kutay Demirhan (Üye) |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | 14. Prof. Dr Leyla Dinç (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Songül Vaizoglu (Üye) | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye) | 16. Av. Meltem Onurlu (Üye) |