T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PORSELEN LAMİNAT VENERLERİN MİNEYE, DENTİNE VE MİNE-DENTİN KOMPLEKSİNE ADEZYONUNDA FARKLI REZİN SİMANLARIN KULLANILMASININ MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE ETKİSİ

Elif ÖZTÜRK

Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2011

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PORSELEN LAMİNAT VENERLERİN MİNEYE, DENTİNE VE MİNE-DENTİN KOMPLEKSİNE ADEZYONUNDA FARKLI REZİN SİMANLARIN KULLANILMASININ MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE ETKİSİ

Elif ÖZTÜRK

Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Şükran BOLAY

ANKARA
2011

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne:

Bu çalışma, jürimiz tarafından Tedavi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Alev Önen
Hacettepe Üniversitesi

Danışman: Prof. Dr. Şükran Bolay
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Gül Özgünaltay
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Osman Gökay
Ankara Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Filiz Yalçın Çakır
Hacettepe Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hakan S. Orer
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince, sadece bilimsel alanda değil aynı zamanda sosyal alanı da içeren her türlü konuda ilgi ve desteğini benden esirgemeyen, birçok konuda farklı düşünerek olaylara bakış açımı değiştiren, yeni projelerde çalışmam için beni cesaretlendiren, yurtdışında araştırma yapmak üzere görevlendirilmemde öncülük eden çok değerli tez danışmanım, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Sayın Şükran Bolay'a,

Hacettepe Üniversitesi'ndeki doktora eğitimim boyunca değerli görüş, bilgi ve yardımlarını benden esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Sevil Gürgan, Prof. Dr. Saadet Gökalp, Prof. Dr. Berrin Dayangaç, Prof. Dr. Alev Önen, Prof. Dr. Gül Özgünaltay, Prof. Dr. Jale Görücü, Prof. Dr. Meserret Baseren, Prof. Dr. Arlin Kiremitçi, Prof. Dr. Nuray Attar, Prof. Dr. Rüya Yazıcı, Doç. Dr. Filiz Yalçın Çakır'a,

Bilimsel çalışmalarımın her aşamasında değerli katkıları ve desteğiyle, aynı zamanda içtenliği ve dostluğuyla bana her konuda yardımcı olan ve her türlü sorunumla yakından ilgilenen Ludwig Maximillians Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Hekimliği Bölümü Öğretim Üyesi Doç. Dr. Sayın Nicoleta Ilie'ye,

Yurtdışı proje başvurumu kabul eden ve fakültenin bütün imkanlarından yararlanmamı sağlayan Ludwig Maximillians Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Sayın Reinhard Hickel'e,

Lisans eğitimim boyunca ve tez izleme komitesi üyesi olarak, değerli bilgileri ve desteğiyle gelişimime katkıda bulunan Prof. Dr. Sayın Osman Gökay'a,

Tez çalışmam sırasında gerek fotoğraf çekimi gerekse SEM görüntülerinin alınmasında büyük bir özveri ile çalışarak her türlü konuda bilgilerini ve desteğini benden esirgemeyen, aynı zamanda çok değerli dostum olan Yrd. Doç. Dr. Sayın Yu-Chih Chiang'a,

Çalışmanın istatistiksel analizi ve değerlendirmesini yapan, aynı zamanda çok değerli dostum olan Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi Erdal Coşgun'a,

Göstermiş oldukları manevi destekten dolayı, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda yıllardır birlikte çalıştığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma, idari personele ve fedakar hemşire ablalarıma, Manevi destekleri ile yanımda olan dostlarım; Fatma Saçlı, Demet Canpolat, Serem Arkaç Gökçek, Özge Gülşen, Emine Tokdemirli, Tevfik Çampınarı, Aydın Mısıroğlu, İlkay Tanrıverdi, Eren Şahin, ve Bahar Tezel'e,

Büyük bir sabır, sevgi ve ilgi ile her konuda yanımda olan, sonsuz desteklerini benden esirgemeyen ve bugünlere gelmemde çok büyük emeği olan sevgili annem Ruken Öztürk ve babam Musa Öztürk'e, teyzem ve ikinci annem olan Nimet Erdoğan'a, ablam Gül Öztürk'e, abim Ersin Öztürk'e, kardeşim Çağıl Öztürk'e ve ailemin diğer bireylerine,
Tüm kalbimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Öztürk, E. Porselen Laminat Venerlerin Mineye, Dentine ve Mine-Dentin Kompleksine Adezyonunda Farklı Rezin Simanların Kullanılmasının Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Üzerine Etkisi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tedavi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2011. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, üç farklı rezin siman kullanarak porselen laminat venerlerin mine, dentin ve mine-dentin kompleksi olmak üzere üç farklı yüzeye makaslama bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesidir. Çalışmada 135 adet çekilmiş, çürüksüz insan üst santral dişi kullanılmış ve dişler rastgele 9 gruba ayrılmıştır (n=15). Dişler, akrilik kalıplara gömülmüş ve bağlanma yüzeyleri; mine (M), dentin (D) ve mine-dentin kompleksini (M-D) içermek üzere üç farklı seviyede prepare edilmiştir. İki mm kalınlığında ve 4 mm çapındaki porselen diskleri (IPS e.max Press/Ivoclar Vivadent) üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanmıştır. Porselen diskleri diş yüzeylerine; ikisi ışıkla [RelyX Veneer (RV); Variolink Veneer (VV)] biri hem kimyasal hem ışıkla [Variolink II (V II)] polimerize olan üç farklı rezin simanın, üretici firmalarının önerileri doğrultusunda uygulanması ile adeziv olarak simante edilmiştir. Tüm örnekler, 5000 döngülük termal siklus işlemine tabi tutulmuştur. Örneklerde, kırılma meydana gelinceye kadar, 0.5 mm/dk hızda çalışan üniversal bir test makinesi (MCE 2000ST, Quicktest Prüfpartner GmbH) ile makaslama bağlanma dayanıklılık testi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir. En düşük bağlanma dayanıklılık değerini RV-D grubu (5.42±6.6 MPa) göstermiştir. RV-D grubu ile V II-D (13.78±8.8 MPa) ve VV-D (13.84±6.2 MPa) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0.05$). En yüksek bağlanma dayanıklılık değerini VV-M grubu (24.76±8.8 MPa) göstermiştir. VV-M grubu; RV-D, VV-D ve V II-D gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır ($p<0.05$). Preparasyon sırasında dentinin zorunlu olarak açığa çıktığı durumlarda, iyi bir bağlanma için bir miktar minenin mutlaka korunması ve maksimum bağlanma dayanıklılığını sağlamak için, preparasyon sınırlarının mine içerisinde olması gerektiği sonuçlarına varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Porselen laminat venerler, dentin ekspozu, bağlanma dayanıklılığı.

Destekleyen Kurumlar: CED.IADR (Continental European Division of the International Association of Dental Research) - **CED.IADR Visiting Scholar Stipend 2008**

TÜBİTAK BİDEB 2211 (Yurtiçi Doktora Burs Programı)

Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi **(H.Ü.B.A.B. Proje No: 011T01102005)**

ABSTRACT

Öztürk, E. Shear Bond Strength of Porcelain Laminate Veneers to Enamel, Dentin and Enamel-Dentin Complex Bonded with Different Resin Cements, Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Restorative Dentistry, Ankara, 2011. The aim of this in vitro study was to evaluate shear bond strength of porcelain laminate veneers to three different surfaces by means of enamel, dentin and enamel-dentin complex using three different resin cements. Onehundredthirtyfive extracted, noncarious human maxillary central incisor teeth were used and the teeth were randomly divided into 9 groups (n=15). The teeth were embedded in acrylic molds and prepared with three different levels for bonding surfaces of enamel (E), dentin (D) and enamel-dentin complex (E-D). Porcelain discs (IPS e.max Press/Ivoclar Vivadent) of 2 mm in thickness and 4 mm in diameter were prepared according to the manufacturer's instructions. Porcelain discs were luted to the tooth surfaces by using two light-cured [RelyX Veneer (RV); Variolink Veneer (VV)] and a dual-cured [Variolink II (V II)] resin cements according to the manufacturers' instructions. All the samples were thermal cycled for 5000 cycles. Shear bond strength test was performed in a universal testing machine (MCE 2000ST, Quicktest Prüfpartner GmbH) at 0.5 mm/min until bonding failure. The datas were statistically analyzed. Group RV-D exhibited the lowest bond strength value (5.42±6.6 MPa). There was statistically no difference between RV-D, V II-D (13.78±8.8 MPa) and VV-D (13.84±6.2 MPa) groups ($p>0.05$). Group VV-M exhibited the highest bond strength value (24.76±8.8 MPa). Group VV-M was statistically different from the groups RV-D, VV-D and V II-D ($p<0.05$). As conclusions, when dentin exposure is necessary during the preparation, enough sound enamel must be protected as possible to maintain a good bonding and to obtain a maximum bond strength, preparation margins should be on sound enamel.

Keywords: Porcelain laminate veneers, dentin exposure, shear bond strength.

Supported by CED.IADR (Continental European Division of the International Association of Dental Research) by winning of the **CED.IADR Visiting Scholar Stipend 2008**

TÜBİTAK BİDEB 2211 (National Scholarship Programme for PhD Students)

H.Ü.B.A.B. 011T01102005

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONAY SAYFASI iii
TEŞEKKÜR iv
ÖZET v
ABSTRACT vi
İÇİNDEKİLER vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ xi
ŞEKİLLER DİZİNİ xiv
TABLOLAR DİZİNİ xvii
1. GİRİŞ 1
1.1.Kapsam 1
1.2.Amaçlar ve Hipotezler 2
2. GENEL BİLGİLER 4
2.1. Laminat Venerler 5
2.1.1. Laminat Venerlerin Endikasyonları 5
2.1.2. Laminat Venerlerin Kontrendikasyonları 6
2.2. Laminat Venerlerin Sınıflandırılması 6
2.2.1. Direkt Laminat Venerler 7
2.2.2. İndirekt Laminat Venerler 7
2.3. İndirekt Laminat Venerlerin Sınıflandırılması 8
2.3.1. Geliştirilmiş Kompozit Laminat Venerler 9
2.3.2. Porselen Laminat Venerler 10
2.4. Porselen Laminat Venerlerin Yapım Aşamaları 13
2.4.1. Diş Preparasyonu (Kesimi) 13
2.4.2. Preparasyonun Amaçları 14
2.4.3. Preparasyon (Kesim) Aşamaları 14
2.4.4. Ölçü Alımı 21
2.4.5. Porselen Laminat Venerlerin Yapıştırma (Simantasyon) Tekniği 21
2.4.6. Bitirme ve Polisaj 22

2.5. Porselen Laminat Venerlerde Başarısızlık 23
2.6. Seramikler 25
2.7. Dental Seramikler (Dental Porselenler) 26
2.7.1. Dental Seramik Elemanları 27
2.8. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 28
2.9. Dental Seramiklerin Erime Derecelerine Göre Sınıflandırılması 28
2.10. Dental Seramiklerin İçeriklerine Göre Sınıflandırılması 29
2.10.1. Silikat Seramikler 29
2.10.2. Oksit Seramikler 30
2.11. Dental Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması 32
2.11.1. Sinterlenen Seramikler 32
2.11.2. Dökülebilir Seramikler 33
2.11.3. Makinelenebilen Seramikler 33
2.11.4. Yüksek Isıda ve Basınçla Modele Enjekte Edilen (Preslenen) Seramikler 34
2.11.5. İnfiltre Edilen Seramikler 34
2.12. Adezyon (Bağlanma) 35
2.12.1. Adezyonun Mekanizması 35
2.12.2. Mine Dokusu 37
2.12.3. Mineye Bağlanma 38
2.12.4. Dentin Dokusu 40
2.12.5. Dentine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler 41
2.12.6. Dentine Bağlanma 43
2.13. Porselen Laminat Venerlerin Diş Dokuları ile Yaptığı Adezyon Kompleksi 45
2.13.1. Diş Yüzeyi 45
2.13.2. Rezin Simanlar 46
2.13.3. Porselen Vener 47
2.14. Adeziv Sistemler 48
2.14.1. Etch&Rinse Adeziv Sistemler 48
2.14.2. Self-Etch Adeziv Sistemler 49
2.14.3. Cam-İyonomer Adeziv Sistemler 50

2.15. Adeziv Sistemlerin Değerlendirilmesi 50
3. GEREÇ VE YÖNTEM 52
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması 52
3.2. Dişlerin Preparasyonu 54
3.2.1. Mine Preparasyonu 55
3.2.2. Dentin Preparasyonu 56
3.2.3. Mine-Dentin Preparasyonu 57
3.3. Seramik Örneklerin Hazırlanması 60
3.4. Seramik Örneklerin Dişlere Adeziv Simantasyonu 61
3.4.1. Bağlanma Yüzeylerinin Hazırlanması 61
3.4.2. Asitle Pürüzlendirme ve Yıkama İşlemleri 62
3.4.3. Seramik Örneklerin Dişlere RelyX Veneer ile Simantasyonu 62
3.4.4. Seramik Örneklerin Dişlere Variolink Veneer ile Simantasyonu 63
3.4.5. Seramik Örneklerin Dişlere Variolink II ile Simantasyonu 63
3.5. Grupların Oluşturulması ve Sınıflandırılması 65
3.6. Termal Siklus 67
3.7. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanıklılığı Testi 67
3.8. Kırılma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi 68
3.9. İstatistiksel Değerlendirme 69
4. BULGULAR 70
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları 70
4.2. Kırılma Tipi Analizi Bulguları 74
4.3. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları 76
4.3.1. Mine Yüzeyine Bağlanan Grupların SEM Bulguları 76
4.3.2. Mine-Dentin Yüzeyine Bağlanan Grupların SEM Bulguları 78
4.3.3. Dentin Yüzeyine Bağlanan Grupların SEM Bulguları 82
5. TARTIŞMA 85
6. SONUÇLAR 97
KAYNAKLAR 98
EK 1: 123
EK 2: 124

EK 3: 125
ÖZGEÇMİŞ 126

SİMGELER VE KISALTMALAR

M	Mine
D	Dentin
M-D	Mine-Dentin
RV	RelyX Veneer
VV	Variolink Veneer
V II	Variolink II
CED.IADR	Continental European Division of the International Association of Dental Research
PLV	Porselen laminat vener
mm	Milimetre
°	Derece
%	Yüzde
dk	Dakika
sn	Saniye
µm	Mikrometre
SEM	Tarama Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)
Si	Silisyum
O	Oksijen
Na	Sodyum
$K_2OAL_2O_36SiO_2$	Feldspar
Na_2O	Soda
K_2O	Potas
^oC	Santigrat derece
SiO_2	Quartz

Al_2O_3	Alumina
$2H_2OAL_2O_32SiO_2$	Kaolin
MPa	Megapaskal
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer-Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer-Aided Manufacture)
Bis-GMA	Bisfenol Glisidil Metakrilat
UDMA	Urethane Dimethacrylate
TEGDMA	Triethylene Glycol Dimethacrylate
HEMA	2-Hidroksietil Metakrilat
pH	Hidrojenin Gücü (Power of Hydrogen)
cm	Santimetre
LED	Light Emitting Diode
HF	Hidroflorik asit
d1	Vertikal yöndeki silindir çapı
d2	Horizontal yöndeki silindir çapı
N	Newton
A	Yapışma yüzey alanı
n	Örnek sayısı
SS	Standart sapma
p	Anlamlılık değeri
f	Kuvvet
SBS	Makaslama bağlanma dayanıklılığı (Shear bond strength)
CDS	Enfeksiyon Kontrol ve Korunma Merkezi (The Centers for Disease Control and Prevention)

ISO	Kalite Yönetim Sistemi (International Organization for Standardization)
mW/cm^2	Miliwatt/santimetrekare
FE-SEM	Field-Emission Scanning Electron Microscopy

ŞEKİLLER

Sayfa

2.4.3.1.	PLV'lerin preparasyonunda kullanılan frezler	15
2.4.3.2.	Derinlik kontrollü frezin üç açılı kullanılması	16
2.4.3.3.	Fissür frezin üç farklı açıda kullanılması	16
2.4.3.4.	Proksimal kesimin arayüzeyden görünümü	17
2.4.3.5.	Dişetinin üzerinde sonlanan supragingival ve altına uzanan subgingival chamfer basamağın görünümü	18
2.4.3.6.	*Feather* insizal kenar preparasyonu	19
2.4.3.7.	*Bevel* insizal kenar preparasyonu	20
2.4.3.8.	*İnsizal overlap* kenar preparasyonu	21
2.6.1.	Geniş alkali katyonların varlığında düzensiz silika ağı	26
2.13.1.	Diş/Rezin Siman/Porselen adezyon kompleksinin şema ile gösterilmesi	45
3.1.1.	Çalışmada kullanılan dişler	54
3.2.1.1.	Dişlerin hazırlanması ve akrilik kalıba gömülmesi	55
3.2.1.2.	Mine düzeyinde preparasyon yapılan bir grubun görünümü	56
3.2.2.1.	Dentin düzeyinde preparasyon yapılan bir grubun görünümü	57
3.2.3.1.	A: Mine-Dentin düzeyinde preparasyon yapılan bir grubun görünümü B: Bir örneğin yüzeyinde mine ve dentin dokularının sınırı	58
3.2.3.2.	Mine (A), dentin (B) ve mine-dentin kompleksi (C) düzeyinde yapılan preparasyonların şematik görünümü	59
3.3.1.	Seramik disklerin hazırlanması	60

3.4.1.1. Alüminyum folyo ile kaplanan adezyon yüzeylerinin görünümü 61

3.4.5.1. Simantasyondan hemen önce diş ve seramik yüzeylerinin hazırlanma aşamalarının şematik olarak gösterilmesi 64

3.4.5.2. Simantasyonu tamamlanmış seramik örneklerin görünümü 65

3.5.1. RelyX Veneer ile grupların dağılımı 65

3.5.2. Variolink Veneer ile grupların dağılımı 65

3.5.3. Variolink II ile grupların dağılımı 66

3.5.4. Grupların diş yüzeylerine göre oluşturulması 66

3.5.5. Grupların siman tiplerine göre oluşturulması 66

3.7.1. Üniversal test makinesi 67

3.8.1. Kırılma yüzeylerinin değerlendirilmesinde kullanılan stereomikroskop 68

3.8.2. Tarama elektron mikroskobu (SEM) 69

4.1.1. Grupların makaslama bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafik ile gösterilmesi 71

4.1.2. Diş yüzeylerine olan makaslama bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafik ile gösterilmesi 72

4.1.3. Rezin simanların makaslama bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafik ile gösterilmesi 73

4.3.1.1. Grup 1’ de meydana gelen karma tipi kırılmaya örnek 77

4.3.1.2. Grup 4'de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek 77

4.3.1.3. Grup 7' de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek 78

4.3.2.1. Grup 2' de meydana gelen karma tipi kırılmaya örnek 79

4.3.2.2. Grup 5'de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek 80

4.3.2.3. Grup 8'de meydana gelen koheziv tipi kırılmaya örnek 81

4.3.2.4. Grup 8'de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek 82

4.3.3.1. Grup 3' de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek 83

4.3.3.2. Grup 6' de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek 83

4.3.3.3. Grup 9' da meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek 84

TABLOLAR

Sayfa

2.3.2.1. Konservatif estetik tekniklerin karşılaştırılması 12

3.1. Araştırmada kullanılan materyaller 53

4.1.1. Grupların ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri 70

4.1.2. Diş yüzeylerine olan ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri 72

4.1.3. Rezin simanların ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri 73

4.1.4. Çalışmada yer alan parametrelerin makaslama bağlanma dayanıklılığı (MPa) üzerine olan etkisi 74

4.2.1. Gruplarda oluşan kırılma tipleri ve kırılma tiplerinin yüzde olarak gösterilmesi 75

4.2.2. Çalışmada yer alan parametrelerin kırılma tipi üzerine olan etkisi 76

1. GİRİŞ

1.1. Kapsam

Estetik olmayan anterior dişler, birçok hastayı psikolojik ve sosyal açıdan olumsuz yönde etkileyen sorunların başında gelmektedir. Sağlıklı ve güzel dişler, insanların özgüvenlerine büyük katkı sağlarken, şekil, renk ve yapı bozukluğu görülen dişlere sahip kişilerde özgüven eksikliği görülmektedir. Günümüzde, dişlerin estetik değerleri artık çok iyi bilinmektedir. Dişlerin rengi, şekli, diş dizisindeki konumu ve genel görünümü, insan yüzünün taşıdığı ifadeye büyük katkı sağladığı için, dişler insanların sosyal ilişkilerinde çok önemli bir yer tutar. Bu nedenle çağımız toplumu sağlıklı dişlerin yanında güzel bir gülümseyişe de sahip olmak istemekte ve kişilerin diş estetiğine ilgisi gittikçe artmaktadır (1-2).

Restoratif diş hekimliğinin temel prensibi, doğru bir teşhis ve tedavi planlaması sonrasında, dişlerin doğal görünümlerinin ve gülüş estetiğinin yeniden kazandırılması yönündedir. Estetik problemlerin mevcut olduğu sağlıklı anterior dişlerin restorasyonu, restoratif diş hekimliğinin en büyük güçlüklerinden birini oluşturmaktadır (3). Hastalar genellikle bu problemin çözümünde uygulanabilecek tedavi seçenekleri hakkında bilgi sahibi olmadıklarından, kişiye özel en konservatif tedavi yaklaşımını önermek hekimin başlıca sorumluluklarından biridir (4). Estetik olmayan anterior dişlerin restorasyonunda kullanılan porselen laminat venerler, mineye yakın bir ışık geçirgenliğine sahip olan seramik materyali ile yapılmaktadır. Porselen laminat venerlerin kullanımı, kabul edilebilir bir estetik gülüşün sağlanmasında konservatif bir preparasyon ile doğal ve estetik görünüm sağlayan restoratif bir tedavi seçeneği olarak öne çıkmaktadır (5).

Anterior dişlerin estetik amaçlı restorasyonunda kullanılan porselen laminat venerler (PLV) ilk olarak 1938 de Charles Pincus tarafından tanıtılmıştır (6). Calamia, Simonsen ve Horn'un 1980' li yılların başında geliştirdiği asit-etch yöntemi ile porselen venerlerin uzun süreli retansiyonu sağlanmış (7-9) ve bu yıllardan günümüze kadar, PLV'ler estetik olmayan

anterior dişlerin restorasyonunda gittikçe daha fazla ilgi çeken konservatif bir yöntem olmuştur. Hastalar ve hekimler porselen laminat venerlere karşı, bu restorasyonların olağanüstü estetik özellikleri olması ve konservatif diş preperasyonu gerektirmesinden dolayı oldukça isteklidirler (10).

Bu restorasyonların uzun süreli başarısı için anahtar faktör hassas bir uygulama gerektiren simantasyon tekniğidir (11). Porselen tipi, rezin siman ve mine veya dentin yüzeyleri arasındaki bağlanmanın dayanıklılığı ve kalıcılığı bu restorasyonların başarısı üzerinde önemli bir rol oynamaktadır (12). PLV' ler için diş dokularının preparasyonu sırasında, dişin gingival üçlüsünde mine tabakasının ince olmasından dolayı dentin açığa çıkabilir, fakat bu durum pek yaygın değildir (13). PLV'lerdeki başarısızlık oranı genellikle, servikal bölgedeki mine dokusunun ince olması sonucu bu bölgede açığa çıkan dentin yüzey alanına bağlıdır. Bu durumda, simantasyon işleminin önemi büyüktür (12). Literatürde mine/kompozit/porselen arasındaki bağlanma dayanıklılığını değerlendiren, farklı yöntem ve materyallerin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (14-15).

Son yıllarda in vitro olarak yapılan çalışmalar gözden geçirildiğinde, yeni üretilen adeziv rezin simanların bağlanma dayanıklılığını, klinikte PLV' lerin preparasyonu sırasında açığa çıkan mine ve dentin düzeylerine göre inceleyen planlanmış bir çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca, preparasyon sırasında karşılaşılan güçlüklerin başında gelen dentinin açığa çıkması durumunun, bağlanma dayanıklılığını ne derecede etkilediğini inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Laboratuvarda in vitro olarak gerçekleştirilen çalışmalar, klinik uygulamalara da rehber olmaktadır. Bu nedenle, kullanılan porselenlerin ve adeziv simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini in vitro olarak inceleyen daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır.

1.2. Amaçlar ve Hipotezler

Bu çalışmanın amaçları;

1. İkisi ışıkla (light-cured), biri hem ışıkla hem de kimyasal olarak (dual-cured) polimerize olan üç farklı adeziv rezin siman sistemi kullanılarak, porselen

laminat venerlerin mine, dentin ve mine-dentin kompleksi olmak üzere diş dokularına olan makaslama bağlanma dayanıklılıklarını in vitro olarak incelemek,

2. Porselen laminat vener restorasyonların preparasyonu sırasında ortaya çıkan güçlüklerden biri olan dentinin açığa çıkması ile porselenin dentine ve mine-dentin kompleksine olan bağlanmasının mineye olan bağlanmasına göre karşılaştırılabilir olup olmadığını belirlemek,

3. Porselen laminat vener restorasyonların estetik amaçlı simantasyonunda kullanılan ışıkla polimerize olan adeziv rezin simanların, hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan simanlara göre karşılaştırılabilir bir bağlanma dayanıklılığı sergileyip sergilemeyeceğini belirlemek,

4. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulandıktan sonra meydana gelen kırılma tiplerini değerlendirmek ve kırılma yüzeylerini tarama elektron mikroskobu (SEM) ile incelemektir.

Bu çalışmanın dayandığı hipotezler aşağıda belirtilmiştir;

A. Porselen laminat venerlerin üç farklı rezin siman kullanılarak mine, dentin, ve mine-dentin kompleksi olmak üzere üç farklı diş dokusuna olan bağlanma dayanıklılıkları arasında fark olmaması,

B. Porselen laminat venerlerin mine, dentin, ve mine-dentin kompleksi olmak üzere üç farklı diş dokusuna olan bağlanma dayanıklılıkları arasında fark olmaması,

C. Üç farklı rezin simanın diş dokularına olan bağlanma dayanıklılıkları arasında fark olmaması beklenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

Estetik olmayan anterior dişlerin tedavisi, hastalar tarafından gittikçe artan bir tedavi talebi olarak diş hekimliğinde yerini almıştır. Bununla birlikte, dişlerin estetik olmayan görünümlerini düzeltmek için birçok tedavi seçeneği mevcuttur. Uzun yıllar boyunca, anterior dişlerin en kalıcı çözümü olarak tam kron restorasyonları düşünülmüş ve bu dişlerin bütün yüzeyleri prepare edilerek restorasyonları tamamlanmıştır. Ancak bu teknik ile çok fazla miktarda sağlam diş dokusu kaldırılmakta ve sonuç olarak pulpa ve periodontal dokuların sağlığı riske girmektedir (12).

Çok aşamalı total-etch adeziv sistemlerin geliştirilmesiyle birlikte mine ve dentine olan bağlanma kapasitesinde büyük bir gelişme sağlanmıştır. Bununla birlikte, yüksek performanslı ve uygulanması daha kolay küçük partiküllü hibrit rezin kompozitlerin geliştirilmesi, daha konservatif adeziv restoratif teknikler ile estetik olmayan dişlerin görünümünün düzeltilmesini mümkün kılmıştır (16-18).

Porselen vener tekniği ilk defa, 1938'de Dr. Charles Pincus tarafından sinema filmlerinin çekimi sırasında, film artistlerinin anterior dişlerine geçici olarak yapıştırılan porselen vener restorasyonlar olarak tanımlanmıştır (6). Ancak bu dönemde, kırılgan olan bu restorasyonları daimi olarak yapıştıracak herhangi bir adeziv sistem mevcut olmadığı için filmin çekiminden hemen sonra restorasyonların uzaklaştırılması gerekmiştir (6). Calamia, Simonsen ve Horn'un geliştirdiği asit-etch tekniği ile porselen venerlerin uzun süreli retansiyonu sağlanmıştır (7-9). Araştırmacılar, hidroflorik asit ile pürüzlendirilen ve silan uygulanan venerlerin yapıştırıcı rezin kompozitlere olan bağlanma dayanıklılığının, aynı rezinin pürüzlendirilmiş mine yüzeyine olan bağlanma dayanıklılığından daha fazla olduğunu göstermişlerdir (19). Bu tekniğin geliştirilmesinden sonra, porselen venerler adeziv olarak yapıştırılabilmiş ve bu konu ile ilgili klinik ve laboratuvar çalışmaları farklı yöntemler kullanılarak günümüze kadar devam etmiştir.

Estetik olmayan anterior dişlerin restorasyon talebinin gün geçtikçe artması sonucu, araştırmacılar pek çok materyal ve teknik geliştirmiş ve halen geliştirmeye devam etmektedir. Bu araştırmalarda amaç, restorasyonların estetik ve fonksiyonel olduğu kadar, dayanıklı ve uzun ömürlü olmasını da sağlamaktır.

2.1. Laminat Venerler

Laminat vener, dişte lokalize veya generalize bir defekti veya iç kökenli renklenmeyi restore etmek amacıyla dişe uygulanan diş renginde bir materyalden oluşan ince bir tabakadır. Laminat vener restorasyonlar direkt uygulanabilir kompozitler, geliştirilmiş kompozitler ve dental porselenler ile yapılabilirler. Laminat vener restorasyonların uygulanabildiği durumlar genellikle; şekil, renk ve yapı bozukluğu olan dişler veya hatalı restorasyonların mevcut olduğu durumlardır (12,20).

2.1.1. Laminat Venerlerin Endikasyonları

Uygulama tekniğinden bağımsız olarak estetik laminat venerler aşağıda belirtilen durumlarda uygulanabilirler (21-26):

- Beyazlatma tedavisi ile giderilemeyen, dişlerde; yapısal bozukluklar, belirli ilaçlar, florür, çatlak mine, geniş dolgular, kanal tedavisi, ortodontik tedavi, travma ve yaşlanma nedeniyle oluşan ileri derecedeki renklenmeler,
- Hafif veya orta derecedeki diastemalar,
- Hafif derecedeki çapraşıklıklar,
- Estetik açıdan uygun olmayan aşırı geniş restorasyonlar,
- Kama lateraller gibi dişlerdeki şekil bozuklukları,

- Klinik kron boyu kısa olan dişler,
- Erozyon sonucu dişlerin ön yüzeyinde oluşan defektler,
- Dişlerin ön yüzeylerinde oluşan aşınmalar.

2.1.2. Laminat Venerlerin Kontrendikasyonları

Laminat venerler, hangi teknik ile yapılırlarsa yapılsınlar aşağıdaki durumlarda uygulanmamalıdırlar (21,26):

- Diş gıcırdatma, diş sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalar,
- Yeterli tutuculuğun sağlanamayacağı kadar az diş dokusu varlığı,
- Ortodontik tedavi gerektiren başbaşa kapanış, çene bozuklukları ve aşırı çapraşıklık söz konusu ise,
- Ağız hijyeni yetersiz ve yüksek çürük eğilimli hastalar,
- İleri derecede interdental kemik harabiyeti bulunması,
- Restorasyon üzerinde aşırı strese yol açabilecek zararlı alışkanlıkları olan hastalar,
- Travmaya yol açabilecek sporlarla uğraşan kişiler,
- Sürmesi tamamlanmamış daimi dişler,
- Dişlerin dudağa doğru aşırı konumlandığı durumlar laminate yapımı için uygun değildir.

2.2. Laminat Venerlerin Sınıflandırılması

Estetik restorasyonlar olan laminat venerler yapım tekniğine göre direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılırlar (21).

2.2.1. Direkt Laminat Venerler

Direkt laminat venerler, klinikte hekim tarafından kompozit rezin kullanılarak yapılırlar. Az sayıda dişin restorasyonu sözkonusu olduğunda veya fasiyal yüzeyin tamamı defekt içermiyorsa, hastanın tedavisi bir randevuda, ağız içerisinde direkt kompozitlerin uygulanması ile bitirilebilir. Direkt kompozit laminat vener restorasyonların yapımı zaman alıcı ve zordur. Tek diş renklenmesini içeren vakalarda, ekonomik veya zamanla ilgili kısıtlılığın bulunduğu durumlarda laboratuvarda yapılan indirekt laminat venerlerin yerine, direkt teknik ile yapılan kompozit rezinler daha iyi bir alternatif oluşturabilirler (12,20-21,27).

2.2.2. İndirekt Laminat Venerler

Fazla sayıda vener restorasyonunun, tek randevuda ağız içerisinde preparasyonu, yerleştirilmesi ve bitirme işlemleri oldukça zor ve zaman alıcı uygulamalardır. Bazı hastalar böyle uzun süren bir tedaviden rahatsız olur ve yorulurlar. Ayrıca, laminat vener restorasyonun rengi, şekli ve konturları ağız dışında bir model üzerinde yapıldığında daha iyi kontrol edilebilir ve oluşturulabilir. Bu nedenle, restorasyonların hastadan alınan ölçüden elde edilen alçı model üzerinde yapıldığı indirekt vener tekniği genellikle tercih edilmektedir (12,20-21,28).

İndirekt laminat venerlerin yapımı için minede preperasyon yapılması aşağıdaki nedenlerle tavsiye edilmektedir (12):

1. Maksimum estetiğin sağlanması için, opak porselenin yerleştirilmesi, bağlanma işlemleri ve laminat venerin yapıllması sırasında normalden fazla kontur oluşturmadan yeterli alanın elde edilmesi,

2. Minenin, florürden zengin, asitle pürüzlendirmeye karşı dirençli olan dış yüzeyinin uzaklaştırılması,

3. Bağlanmayı geliştirmek için daha pürüzlü bir yüzey oluşturulması,

4. Belirgin bir bitiş çizgisinin sağlanması.

Belirgin bir bitiş çizgisi ile mine içerisinde preparasyon yapılması indirekt olarak yapılan laminat venerlerin yerleştirilmesi açısından önem taşır. Mine içerisinde preparasyon yapılması, indirekt laminat venerin yeterli bir şeklide yerine yerleştirilmesini önemli ölçüde arttırır (12).

İndirekt venerlerin yapımı birden fazla sayıda seans gerektirir, ancak direkt olarak yerleştirilen laminat venerlere nazaran aşağıdaki üç avantaja sahiptirler (12,21):

1. İndirekt laminat venerlerin laboratuvar ortamında yapılması, daha estetik olarak oluşturulabilmesi için gerekli zaman ve ortamı sağlar. Direkt laminat vener restorasyonlar, estetik ve fizyolojik detaylara daha fazla dikkat ve çok üstün bir sanatsal yetenek gerektirir.
2. Fazla sayıda diş restore edilecekse indirekt laminat venerlerle daha iyi bir estetik sağlanabilir.
3. İndirekt laminat venerler, özellikle dental porselen ile yapıldıklarında daha iyi estetik sağlanabilir ve direkt uygulananlara göre kron boyunun uzatılması mümkündür.

İndirekt laminat venerler için birden fazla sayıda randevu gerektiği halde, işin bir kısmının laboratuvarda yapılması nedeniyle koltukta harcanan zamandan kazanç sağlanır. Yapım aşamaları dikkatli bir şekilde yapıldığında ve düzenli klinik takipler yapıldığında mükemmel estetik sonuçlar elde edilebilir. İndirekt laminat venerler, mineye yapılan asit ve bonding işlemlerinin ardından ışıkla polimerize olan rezin simanlar ile dişe yapıştırılırlar (12,21).

2.3. İndirekt Laminat Venerlerin Sınıflandırılması

İndirekt laminat venerler yapıldığı materyalin cinsine göre:

1. Geliştirilmiş kompozit laminat venerler,

2. Porselen laminat venerler,

olarak sınıflandırılabilirler (8-9,12,20-21,28).

2.3.1. Geliştirilmiş Kompozit Laminat Venerler

Geliştirilmiş kompozit laminat venerler, laboratuvarda indirekt olarak bir model üzerinde yapılırlar. Yoğun ışık, ısı ve basınç veya bunların kombinasyonu ile kompozit ağız dışında indirekt olarak polimerize edilir. İndirekt kompozit venerler, direkt kompozit venerlerle karşılaştırıldığında daha iyi bir renk ve fasiyal kontur oluşturulmasını sağlar.

Kompozisyonları direkt kompozitler ile aynıdır, ancak indirekt kompozit venerler dişe rezin siman ile yapıştırılırlar. Asitle pürüzlendirme aşamasının ardından, akışkan rezin simanlar indirekt kompozit venerlerin dişe bağlanması için kullanılırlar.

Direkt kompozitlere göre çok daha fazla avantajı olmasına rağmen, geliştirilmiş kompozit venerler, kimyasal bağlanmayı azaltarak sınırlı bir bağlanma dayanıklılığına neden olabilirler. Bu nedenle yüzeyin asitle pürüzlendirilmesi ile mikromekanik özellikler ve retansiyon arttırılabilir.

Geliştirilmiş kompozit venerler kolayca yerleştirilir, bitirilebilir ve parlatılabilirler. Ayrıca, geleneksel kompozitlerle kolayca tamir edilebilir ve yerleştirilebilirler. Bu nedenle geliştirilmiş kompozit venerlerin, özellikle çocuklarda ve gençlerde dişler tamamen sürüp daimi kron boyuna erişinceye kadar uygulanması önerilmektedir. Bu aşamaya gelindiğinde ise (18-20 yaşları) porselen laminat venerler gibi daha kalıcı bir çözüm düşünülebilir.

İndirekt geliştirilmiş kompozit venerler ayrıca okluzal stresler nedeniyle ön dişlerinde aşırı derecede aşınmalar bulunan hastalarda da uygulanabilir. Bunun yanında, düşük maliyeti ile indirekt geliştirilmiş kompozit laminat venerler, porselen laminat venerlere göre daha ekonomik olup, kabul edilebilir bir estetik sağlarlar. Hastaya gerekli öneriler verilmelidir, buna rağmen geliştirilmiş kompozit venerler, klinik olarak porselen laminat venerlerden daha uzun ömürlü değildirler (12,20-21).

2.3.2. Porselen Laminat Venerler

Porselen laminat venerler ilk olarak 1983 yılında Simonsen ve Calamia tarafından yapılmıştır (8). Porselen laminat venerler bütün laminat vener tipleri arasında, anterior dişlerin mevcut renk ve/veya şekillerinin düzeltilmesi için estetik ve fonksiyonun sağlanmasında en etkili alternatiftirler (21). Bu nedenle, laminat vener restorasyonların en çok tercih edileni porselen laminat venerlerdir (12,20).

Hidroflorik asitle pürüzlendirilebilen porselen laminat venerler, rezin, silan ve bonding ajan aracılığı ile pürüzlendirilmiş mineye geliştirilmiş yüksek bir bağlanma dayanıklılığı sağlayabilir. Yüksek bağlanma dayanıklılığının yanında üstün bir estetik, aşınmaya ve renklenmeye karşı direnç ve kompozit venerlerle yarışabilecek bir periodontal uyum özellikleri vardır. Porselen venerlerin koheziv kırık insidansı, direkt veya indirekt kompozit venerlere göre çok daha düşüktür (12,20).

Porselen laminat venerlerin **avantajları** aşağıdaki gibidir;

- Bu restorasyonlar ile oldukça iyi estetik sonuçlar sağlanabilir.
- Restorasyonun dişetine uyumu iyidir.
- Restorasyon aşınmaya karşı dirençlidir.
- Plak birikimine neden olmaz.
- Ağız sıvılarında erimez, renk değişikliği yapmaz, doğal diş rengi elde edilebilir.
- Diş ile porselen arasında iyi bir bağlantı adeziv simantasyon ile sağlanabilir.
- Çok az diş kesimi gerektirir, konservatif bir tekniktir (21,26,29-31).

Porselen laminat venerler mükemmel estetik sonuçlar sağlamalarına rağmen bazı durumlarda yetersiz kalabilir ve **dezavantaj** oluşturabilirler. Örneğin; aşırı malokluzyonu bulunan hastalarda ortodontik tedaviye alternatif

olarak hızlı bir çözüm sağlamak için kullanıldıklarında yetersiz kalabilirler. Bu durumda porselen laminat vener yapımı ile dişler düzgün bir şekilde sıralanabilse de aşırı iri ve estetik olmayan restorasyonların yapımı ile sonuçlanabilir. Bu durumda kalın insizal kenarlar ve doğru olmayan bir gingival kontur yapılabilir (29).

Çoğu vakada porselen laminat venerler ile düzgün bir diş sıralanması elde etmek için preparasyon esnasında diş yüzeyinden aşırı miktarda diş dokusunun uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu durumda bağlanma yüzeyi mine dokusu yerine dentin dokusu olacaktır ki bu da porselenin dişe olan bağlanmasını zayıflatır (29).

Porselen laminat venerler 0.7 mm' den daha kalın yapıldığında ışığın porselenin altındaki rezin simana ulaşması da azalacağından rezinin yeterli sertliğe ulaşması da azalır. Bu nedenle kalın porselen laminat venerlerin simantasyonu için hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan (dual-cured) rezin simanlar önerilmektedir (29).

Porselen laminat venerler ince restorasyonlar oldukları için prova ve yapıştırma işlemleri sırasında kırılabilirler. Bu nedenle yapım aşamaları hassasiyet gerektirir. Direkt kompozit laminat venerler ile karşılaştırıldığında yapımı için birden fazla seans gerekir ve daha pahalı restorasyonlardır (21,26,29-31).

Tablo 2.3.2.1 anterior dişlerin farklı tekniklerle restorasyonunun avantaj ve dezavantajlarını karşılaştırarak özetlemektedir (21).

Tablo 2.3.2.1. Konservatif estetik tekniklerin karşılaştırılması (21)

Tedavi	Avantajları	Dezavantajları
Direkt kompozit laminat venerler	Tüm hekimler tarafından uygulanabilir İyi estetik sonuç Tamiri kolay Ekonomik	Zor bir tekniktir Opak uygulaması ve boyama gerektiğinde yapılması için ileri derece klinik deneyim gerekir Koyu derecede renklenmiş dişlerin restorasyonu için yetersizdir
İndirekt kompozit laminat venerler	Konservatif Çok iyi estetik sonuç Tamiri kolay Orta derecede ekonomik	Porselen laminat venerler kadar iyi estetik sonuç sağlanamaz İki randevu gerektirir
Porselen laminat venerler	Konservatif Mükemmel estetik sonuç Dişeti cevabı çok iyi	Birden fazla randevu gerektirir Konservatif tedavi seçenekleri arasında uygulaması en zor tekniktir Diğer konservatif tekniklere göre daha fazla miktarda diş preparasyonu gerektirir Tamiri zordur Maliyeti yüksektir

2.4. Porselen Laminat Venerlerin Yapım Aşamaları

Porselen laminat venerler anterior dişlerin estetik olarak restore edilmesinde çok az bir diş kesimi ile konservatif bir yöntem olması nedeniyle zamanla daha çok tercih edilen restorasyonlar olmuşlardır (32). Porselen laminat venerler için ilk uygulandıkları yıllarda, diş preparasyonunun minimal düzeyde yapılması veya geri dönüşümü olması için hiç yapılmaması önerilmiştir (7,9,33). Ancak, dişin hiç prepare edilmediği durumda yapılan restorasyonlar gingival irritasyona ve kırılmalara neden olmuştur. Prepare edilen dişe bağlanan venerde stres birikimi daha azdır. Ayrıca, preparasyon ile asitle pürüzlendirmeye karşı dirençli olan aprizmatik ve hipermineralize en dış mine tabakası uzaklaştırılmış olur (34). Bu nedenle, daha sonraki yıllarda yapılan araştırmalar, porselen laminat venerlerin yapımı için çeşitli miktarlarda diş dokusunun uzaklaştırılmasını savunmaktadırlar (35-37).

2.4.1. Diş Preparasyonu (Kesimi)

Çok iyi bir estetik sonuç elde etmek ve biyolojik olarak uyumlu restorasyonlar yapmak için porselen laminat venerlerin yapım aşamaları esnasında hassas bir diş preparasyonu gereklidir (37). Dişin fasiyal yüzeyinde gerçekleştirilecek olan diş kesimi; **renklenmenin şiddetine**, **dişin pozisyonuna** ve **kayıp mine dokusunun miktarına** bağlıdır. Sadece mine içerisinde sınırlı tutulan bir preparasyon yapılacak ise standart bir preparasyon yeterlidir. Preparasyonu yapılacak dişte geniş kompozit dolgu mevcut ise standart preparasyon genişletilmelidir. Hafif derecede çapraşıklık veya aşırı derecede renklenmiş dişlerin preparasyonu, ayrıca diastemaların kapatılması gereken durumlarda standart preparasyon modifiye edilebilir (38). Porselen laminate vener diş preparasyonunun formu büyük ölçüde renkte yapılması istenen değişikliğe bağlı olarak modifiye edilir. İnterproksimal ve dişeti bitiş çizgilerinin yeri de buna göre değişebilir (31).

2.4.2. Preparasyonun amaçları

Porselen laminate venerler için yapılan preparasyon aşamaları şu amaçları taşımalıdır (38):

1. Porselen için yeterli bir alan elde etmek,
2. Preparasyon kenarlarının görünür olmamasını sağlamak,
3. Andırkat içermeden, restorasyonun engelsiz bir şekilde yerine yerleştirilmesini sağlamak,
4. İleri derecede renklenmeler mevcut olduğunda ilave bir alan sağlamak (yaklaşık 0.2 mm),
5. Mümkün olduğunca mine dokusunu korumak.

2.4.3. Preparasyon (Kesim) aşamaları

Porselen laminate venerlerin preparasyon aşamaları aşağıdaki gibi özetlenebilir (38):

1. Hazırlık: Anestezi gerekli ise yapılır. Dişeti cebine retraksiyon kordu yerleştirilir.
2. Labial mine 0.5 mm uzaklaştırılır.
3. Kontak noktalarını geçmeyen proksimal alandaki kesim sınırlarında, proksimal kenar boyunca chamfer (geniş açı ile sonlanan) kenarlar oluşturulur.
4. Servikal kenarda 0.5 mm derinliğinde yuvarlatılmış geniş açı ile sonlanan bir chamfer basamak oluşturulur.
5. İnsizal kenar preparasyonu yaklaşık olarak 1-1.5 mm derinliğinde gerçekleştirilir.

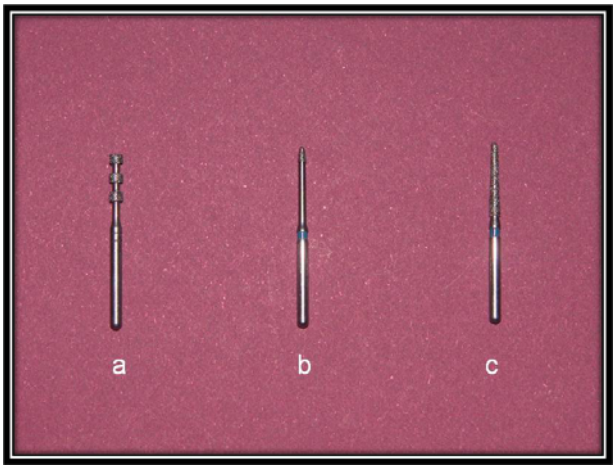
Hazırlık Aşaması:

Preparasyon genellikle mine içerisinde sınırlı tutulduğundan hastada herhangi bir ağrı olması beklenmemektedir. Bu nedenle çoğu vakada anesteziye gerek duyulmamaktadır. Ancak rahat bir çalışma sağlamak için preparasyondan önce anestezi yapılabilir. Anestezi sonrasında eğer dişetinin altına uzanan subgingival bir preparasyon yapılacak ise dişeti cebine retraksiyon kordu yerleştirilir. Retraksiyon kordunun yerleştirildiği bölgede kısmen subgingival bir preparasyon mümkündür (38).

Labial Kesim:

PLV'lerin preparasyonu çok hassas bir teknik olduğu için, preparasyon sırasında büyüteçli gözlükler kullanılmalıdır (39). Maksiller kesici dişlerin büyük bir kısmının labial yüzeyinde 0.3 mm ile 0.7 mm arasında bir labial yüzey kesimi yeterlidir. Ancak mandibuler kesiciler gibi daha küçük dişlerde bu kesim 0.3 mm olarak, maksiler dişlere göre daha az yapılmalıdır (40).

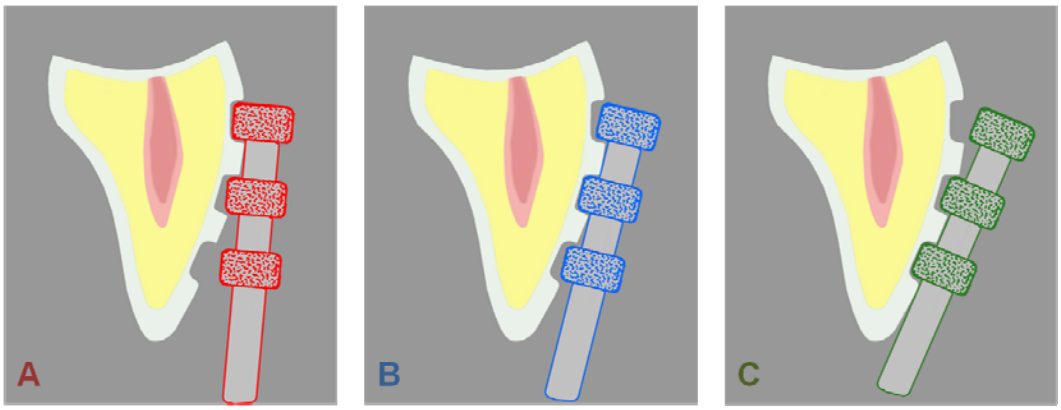
Kesime 0.3 mm veya 0.5 mm derinlik belirleyici frez (Şekil 2.4.3.1) ile başlanarak yatay oluklar hazırlanır.



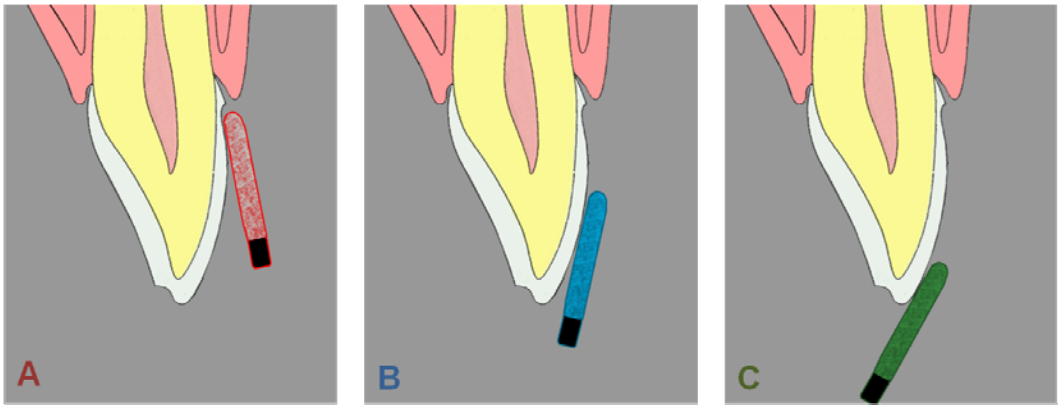
Şekil 2.4.3.1. PLV'lerin preparasyonunda kullanılan frezler; a) Derinlik belirleyici frez b) Basamak frezi c) Ucu yuvarlatılmış fissür frez

Frez dişin yüzeyine paralel tutulduğunda labial yüzeyin dışbükey yapısından dolayı sadece ortadaki bölümü tam derinliğe ulaşır. Bu nedenle,

frez labial yüzeyin dışbükeyliğini takip edecek şekilde üç açılı kullanılmalıdır (Şekil 2.4.3.2). Yatay oluklar hazırlandıktan sonra yüzey su ile silinmeyen bir boya ile boyanır. Ucu yuvarlatılmış ve uca doğru incelen bir elmas fissür frez ile kesime devam edilir. İstenilen derinliğe ulaşılıncaya kadar yatay oluklar boyalı kalacaktır. Boya tamamen uzaklaştırıldığında istenilen derinlikte kesim yapılmış ve fasiyal kesim tamamlanmış olur. Mine dokusunu eşit kalınlıklarda uzaklaştırmak ve dişin doğal dışbükey şeklini taklit etmek amacı ile kesim sırasında fissür frez üç farklı açıda kullanılmalıdır (40) (Şekil 2.4.3.3).



Şekil 2.4.3.2. Derinlik belirleyici frezin üç açılı kullanılması

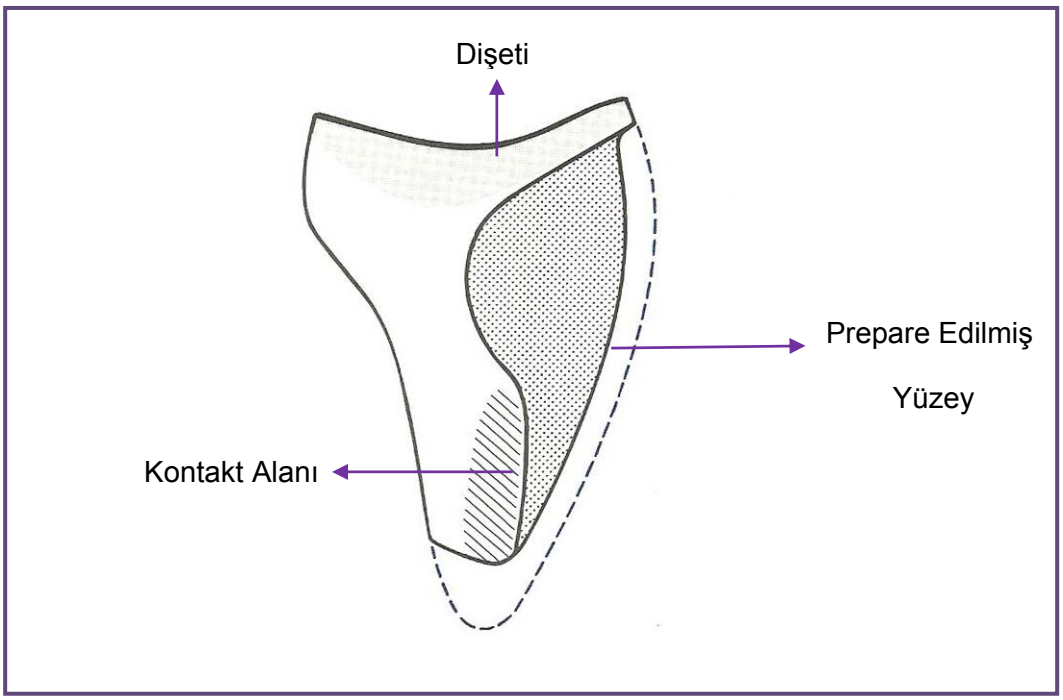


Şekil 2.4.3.3. Fissür frezin üç farklı açıda kullanılması

A: Frezin gingival 1/3'de kullanılması, **B:** Frezin orta 1/3'de kullanılması, **C:** Frezin insizal 1/3'de kullanılması

Proksimal kesim (Arayüzey Kesimi):

Proksimal kenar preparasyonu, ucu yuvarlatılmış ve uca doğru incelen bir fissür frezin dişetini takip ederek kontakt noktasına kadar ilerletilmesi ile yapılır. Preparasyon interproksimal kontakt alanının fasiyalinde sonlanmalıdır. Dişe meziodistal yönden bakıldığında preparasyonun proksimal kenarı ile servikal kenar interproksimalde bir dirsek yapacak şekilde birleşmelidir (Şekil 2.4.3.4) (41-42).

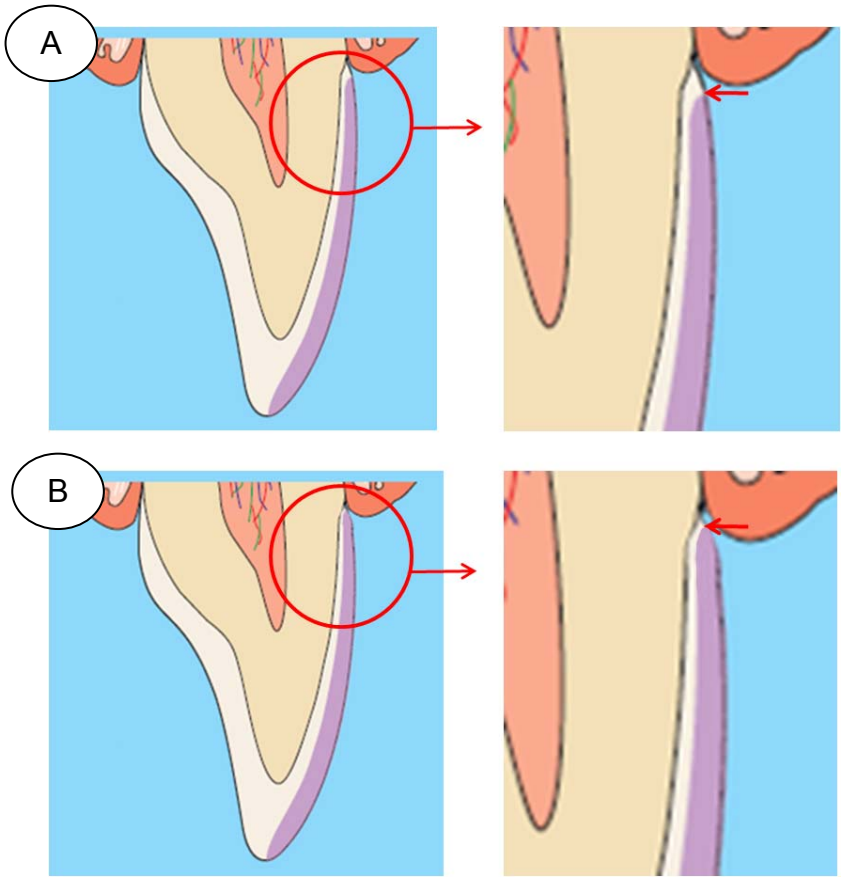


Şekil 2.4.3.4. Proksimal kesimin arayüzeyden görünümü (31)

Basamak (servikal kenar) kesimi:

Porselen laminate vener preparasyonlarında tüm dişeti kenarları için chamfer basamak tercih edilir (31). Chamfer basamak, yuvarlatılmış geniş açı (120°) ile sonlanan basamak tipidir (Şekil 2.4.3.5) (43). Basamağın yuvarlatılmış iç açısı, streslerin dişeti kenarında birikmesini önler ve

labaratuvar yapım aşamalarında porselenin buraya daha iyi adapte edilebilmesini sağlar (32). Basamağın labio-lingual olarak kesim derinliği bu bölgede, minenin daha ince olması ve kalınlığının 0.3-0.4 mm arasında değişmesi nedeni ile 0.3 mm' yi geçmemelidir (13,32).



Şekil 2.4.3.5. A: Dişetinin üzerinde sonlanan supragingival chamfer basamağın görünümü (32)

B: Dişetinin altına uzanan subgingival chamfer basamağın görünümü (32)

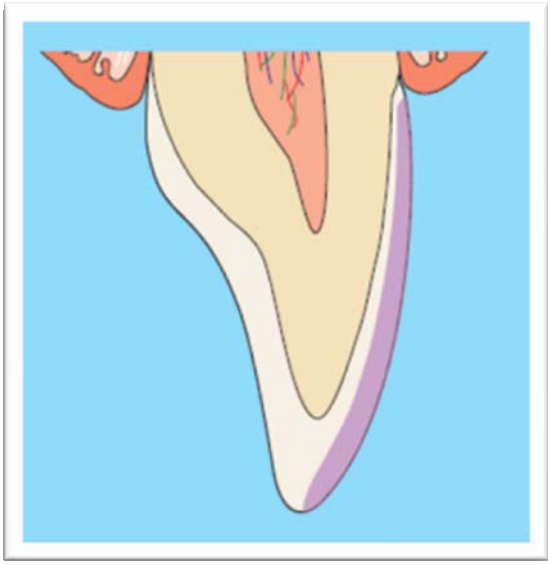
Basamağın hizasının dişeti ile aynı seviyede veya dişetinin üzerinde (supragingival) sonlanması; dişeti dokusuna hasar verme riskini azaltmak, diş dokusunu daha konservatif olarak uzaklaştırmak ve daha net bir ölçü alımını

sağlamak açısından literatürde önerilmektedir (31-32,44). Ancak, dişte renklenmenin mevcut olduğu ve bu nedenle dişin renginin değiştirildiği durumlarda dişetinin üzerinde sonlanan bir basamak görülebilir olduğundan serbest dişeti seviyesinin hafifçe altına doğru uzanan (subgingival) bir basamak sonlanması yapılmalıdır (31). Literatürde bazı çalışmalar subgingival ve supragingival kenar sonlanması arasında herhangi bir fark görülmediğini bildirse de, porselen laminat vener preparasyonlarında basamağın mümkün olduğunca dişeti seviyesi üzerinde konumlandırılmasının tercih edilmesi önerilir (44-45).

İnsizal kesim:

İnsizal kenar preparasyonu için 3 temel teknik tanımlanmıştır (29):

Feather insizal preparasyon, bu preparasyon tipinde kesim labial yüzey boyunca insizal kenara kadar yapılır ancak, insizal kenarın boyunda herhangi bir preparasyon ile kısaltma yapılmaz (Şekil 2.4.3.6) (29,32).

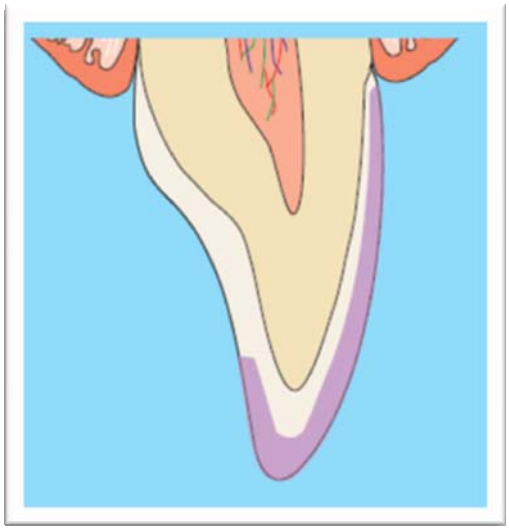


Şekil 2.4.3.6. *Feather* insizal kenar preparasyonu (32)

Bevel insizal preparasyon, insizal kenarda preparasyonun tüm genişliği kadar bir bizotajın yapıldığı kenar preparasyonudur ve insizal kenarın uzunluğunda, insizal kenarda bir kesim yapıldığı için azalma olur. Bazı yazarlar bu kesimi butt-joint (basamaksız, düz birleşen) olarak adlandırmıştır. İnsizal kenarda 1-1.5 mm' lik bir kesim yapılır. Keskin kenarlar yuvarlatılmalıdır. İnsizalde estetiğin sağlanabilmesi ve konservatif olması nedeniyle en çok tercih edilen preparasyon tipidir (Şekil 2.4.3.7) (31-32).

Şekil 2.4.3.7. *Bevel* insizal kenar preparasyonu (32)

İnsizal overlap preparasyon, İnsizal kenardan 1-1.5 mm' lik bir kesim yapılır ve preparasyon palatinal yüzeye dönerek burada chamfer bir basamak ile sonlandırılır. Tüm keskin köşe ve kenarlar yuvarlatılmalıdır. Bu preparasyon tipi ile porselen laminat venerin diş yüzeyine sadece bukkal yönde değil, bukkal-insizal yönde yerleştirilmesi için de bir yol oluşturulur. Böylece, porselen laminat vener diş üzerine daha kolay bir şekilde yerleştirilir. Ancak, bu preparasyon tipi ile daha fazla miktarda diş dokusunun uzaklaştırılması gerekir. İnsizalde preparasyonun daha fazla yapılması teknisyene porselenin işlenmesinde kolaylık sağlar. Böylece, porselenin daha estetik yapılması sağlanır (Şekil 2.4.3.8) (32).



Şekil 2.4.3.8. *İnsizal overlap* kenar preparasyonu (32)

2.4.4. Ölçü Alımı

Porselen laminate venerlerin protrüziv ve lateral rehberliğin sağlanmasında pay sahibi olmalarından dolayı, ölçü tüm diş arkını içine alacak şekilde alınmalıdır (39). Polivinil siloksan gibi elastomerik bir ölçü materyali ile tüm diş arkının ölçüsü alınır. Prepare edilen dişlerin dişeti kenarları çoğu kez dişeti üzerinde bırakıldığından retraksiyon ipi yerleştirilmesine gerek kalmaz. Ancak, dişetinin altına uzanan preparasyonlarda ölçünün alınmasından hemen önce basamağın net bir şeklide ölçüde çıkması için, dişeti retraksiyon ipi ile uzaklaştırılır. Retraksiyon ipinin yerleştirilmesi ile ölçü alımı arasında geçen süre çok kısa olmalıdır (38).

2.4.5. Porselen Laminat Venerlerin Yapıştırma (Simantasyon) Tekniği

PLV restorasyonların yapımı laboratuvarda tamamlandıktan sonra porselenlerin iç yüzeyi ya laboratuvarda kumlama sonrası hidroflorik asit uygulaması ile, ya da klinikte hekim tarafından %10' luk hidroflorik asit ile 1 dk süre ile pürüzlendirilmelidir. Eğer PLV' nin iç yüzeyi prova esnasında tükürük ile kontamine olursa %37' lik fosforik asit ile 15 sn tekrar

pürüzlendirildikten sonra su ile yıkanarak temizlenir ve hava ile kurutulur. Asitle pürüzlendirme sonrasında PLV' nin iç yüzeyine silan uygulanır (39).

PLV' lerin dişlere, doğru simetriyi sağlamak amacı ile ortadaki iki santral dişten başlayarak ikişer ikişer yapıştırılması önerilmektedir. PLV' nin iç yüzeyi gibi, diş yüzeyi de %37' lik fosforik asit ile pürüzlendirilmelidir. Açığa çıkan dentin yüzeyi varsa pürüzlendirme süresi dentinde 15 sn' yi geçmemelidir. Mine ise 30 sn asit ile pürüzlendirilir. Yüzey su ile en az 15 sn durulandıktan sonra, yağsız hava ile kurutulur. Açığa çıkan dentin yüzeyi varsa küçük nemli bir pamuk pelet ile yeniden nemlendirilir. Bağlayıcı ajan yani adeziv, diş yüzeyi ve porselenin iç yüzeyine üretici firmanın talimatlarına göre uygulanır. Yapıştırma yapılacak dişler ve bu dişlere komşu dişlerin ara yüzeylerine şeffaf matriksler yerleştirildikten sonra, rezin siman porselenin iç yüzeyine yerleştirilerek restorasyon diş üzerine dikkatli bir şekilde oturtulur ve konumlandırılır (31,38-39). PLV bir parmak yardımı ile yerinde sabit tutulurken, 3-5 sn ışık kole bölgesinden uygulanarak simanın hafifçe polimerizasyonu sağlanır (39). Polimerizasyonu tamamlanmamış ancak hafifçe sertleşmiş simanın taşan fazla kısımları fazla kuvvet uygulanmadan bir sond veya 11 nolu bistüri bıçağı ile rahatlıkla temizlenebilir. Fazlalıklar uzaklaştırıldıktan sonra PLV' nin her yüzeyinden (fasiyal, mesial, distal, insizal ve palatinal yüzeyler) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 30-60 sn kadar ışık tutularak polimerizasyon tamamlanır (31,39).

2.4.6. Bitirme ve Polisaj

Simante edilmiş PLV' lerin bitirme ve polisaj işlemleri siman tabakasını pürüzsüz bir şekilde cilalayabilmek için gereklidir (39). Ancak bitirme işlemleri porselenin en parlak ve en üstte yer alan glazür tabakasının uzaklaştırılmasına yol açar (12). Bazı yazarlar glazürlü porselen yüzeyine eşit pürüzsüzlükte bir yüzey yaratılmasının mümkün olmadığını bildirmiştir (46-47). Buna karşılık bazı kaynaklarda ise, dikkatli bir şekilde spesifik bir yöntem takip edildiğinde bitirme işlemleri ile glazürü (cilası) uzaklaştırılmış porselene

glazürlü porselen kadar iyi bir yüzey pürüzsüzlüğü sağlanabileceği belirtilmiştir (31,48). Haywood ve diğ. (48) PLV' lerin kritik bölgeleri olan gingival ve proksimal kenarlarında yapılan bitirme ve polisaj işlemlerini incelemiş ve elmas bitirme frezlerini takiben 30-bıçaklı karbid frezler ve proflaksi lastiği ile 2-5 µm büyüklüğünde elmas partiküller içeren polisaj patının kullanılması ile pürüzsüzlük açısından glazürlü porselen ile eşit veya daha üstün bir yüzey elde edildiğini bildirmişlerdir.

2.5. Porselen Laminat Venerlerde Başarısızlık

Birçok klinik çalışma, porselen laminat venerlerin 9 yıldan daha fazla bir zaman dilimindeki estetik performansları, biyouyumlulukları ve dayanıklılıklarını rapor etmiştir (10,49-51). Bu uzun süreli çalışmaların hepsinde tamir edilemez başarısızlığın görülme oranı %7 veya daha azdır. Ancak, 10 yıl sonra yenileme olmaksızın yapılacak tamire olan ihtiyaç % 36 olarak rapor edilmiştir (51). Sonuç olarak başarısızlığın primer şeklinin; restorasyonda, dişte veya her ikisinde birlikte görülen "kırık", diş-restorasyon ara yüzeyinde görülen "mikrosızıntı" veya restorasyonun diş yüzeyinden ayrıldığını belirten "debonding" olduğu bildirilmiştir (52).

Literatürde bu başarısızlıkların; uygun olmayan okluzyon ve artikülasyon, diş dokularının aşırı kaybı, uygun olmayan yapıştırma ajanlarının kullanılması, prepare edilmeyen dişler, ve geniş miktarda açığa çıkmış dentin yüzeyine parsiyel adezyon gibi birçok hazırlayıcı faktörden kaynaklanabileceği belirtilmiştir (53-58). Dikkatli bir şekilde hasta seçiminin yanı sıra palatinalde mini chamfer veya butt-joint içeren kontrollü ve uniform bir diş preperasyonu, seramik kalınlığının 1/3'ünü geçmeyecek şekilde minimal bir yapıştırıcı rezin siman kalınlığı ve maksiller doğal diş yapısında antogonist kontakların sağlanması ile kırık riskinin azaltıldığı görülmüştür (12,59-61).

Preperasyon kenarı dentinde sonlandığında mikrosızıntının daha fazla olduğu gösterilmiştir (12,51,62). Bu durum, adezyonun dentinin açığa çıktığı

bölgelerde daha zayıf olduğunu gösterir. Rehber derinlik labial bölgede 0.4-0.6 mm lik bir preperasyona izin verse de, özellikle 50 yaş veya daha üzerindeki hastalarda servikal alanda dentin genellikle açığa çıkmaktadır (63-64). Dentinin preparasyondan hemen sonra bir bonding ajanı ile kapatılmasının, tarama elektron mikroskobu (SEM) incelemeleriyle hibrit tabaka ve rezin siman arasındaki bağlanma yüzeyini geliştirdiği gösterilmiştir (65-66). 1997'nin başlarında Paul ve Scharer, seanslar arasında bakteriyel geçişi ve aşırı duyarlılığı önlemek ve bağlanma dayanıklılığını arttırmak amacı ile preperasyonun tamamlanmasının ardından açığa çıkan dentin yüzeyine dentin bonding ajan uygulamayı önermişlerdir (67). Preperasyon kenarının lokalizasyonuna ve restorasyonun uyumuna ek olarak, ısısal genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesinin miktarı farklı kompozit rezin tiplerinde değiştiği için yapıştırıcı kompozitin tipi de bağlanmayı etkileyecektir (12). Yüksek dolduruculu rezin siman bu stresleri minimalize edecektir (68). Ancak, bu simanların viskozitesi yüksektir. Preperasyon, ölçü, fabrikasyon, simantasyon ve polisaj işlemlerinin çok dikkatli bir şekilde yapılması ile tarama elektron mikroskobu altında kenar uyumunun mükemmel olduğu bulunmuş (69) ve 5 yılın üzerinde bir sürede dişetinin sağlığı üzerinde istenmeyen bir etki görülmemiştir (56). Buna karşılık, 12 aylık bir süreçte rezin simanın kaybı ile kenar renklenmesine sebep olan görülebilir aralanmalar oluşabilir (69). Kenar aralanması ve mikrosızıntının, restorasyonun yaşlanması ile birlikte çok daha belirgin hale geldiği gösterilmiş ve mikrosızıntı, çürük tekrarı çok sık görülen, yüksek çürük aktivitesi bulunan hastalar ile ilişkilendirilmiştir (10,70). Rezin siman/diş ara yüzeyinin ağız sıvılarının girişi için primer bir alan olduğu gösterilmiştir (50). Bağlanmada başarısızlığın (debonding), preparasyon yüzeyinde %80 veya daha fazla oranda dentin dokusunun açığa çıktığı durumlarda görüldüğü bildirilmiştir (50).

PLV' lerin renk uyumunun translusent porselenin oranına bağlı olmadığı gösterilmiştir (71). Ayrıca, çeşitli opak ekleme metotları tetrasiklin renklenmeleri gibi diş yapısındaki renklenmeleri maskelemekte etkili olmaktadır (72). Ancak, maskeleme için ilave bir alan sağlamak amacıyla

labial minenin fazla miktarda küçültülmesi, dentinin geniş bir alanının ortaya çıkması riskini oluşturur ve bu durum, restorasyonun simantasyonundan önce yardımcı retantif bir alan oluşturmayı gerektirebilir (72).

Porselen laminate venerler diş hekimliğinde oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (73-74). Ancak, çapraşık dişlerde restoratif çözümler; pulpa sağlığı, insizal kenar konturu ve profil görünümü üzerinde ters etkiler oluşturabilir (73). Ayrıca, çapraşık dişlerde kontakt noktalarının apikale taşınması ve diş preperasyonu biyolojik dokulara zarar verebilir (52). Bu nedenle, aşırı çapraşık dişlerde PLV yapımı başarısızlık ile sonuçlanabilir.

2.6. Seramikler

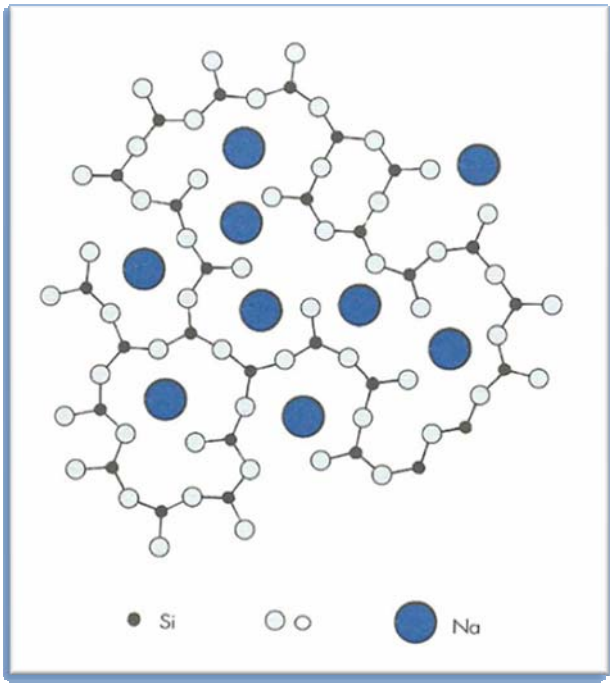
Seramik terimi “çömlek veya çökelek” anlamına gelen Yunanca “keramos” kelimesinden türetilmiştir ve topraktan yapılma anlamını taşır. Seramikler, metal oksit, borit, karbit, nitrit ve bu materyallerin birleşimini içeren non-metalik, inorganik materyallerden oluşmaktadır (75). Bu materyallerin yapısındaki kristalin içeriğindeki atom komponentleri düzgün bir şekilde sıralanmakta ve iyonik ya da kovalent bağlanma göstermektedir. Seramikler çok kuvvetli yapıda olsa da, kırılgandır ve düşük düzeyde eğilme kuvvetleri sonucunda kırılabilmektedir. Bu yüzden bu materyaller sıkıştırma esnasında güçlü iken, gerilme sırasında zayıftır (76-77).

Biyouyumluluğu en ideal restoratif materyal olan seramiklerin çeşitli şekilleri, diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Yüksek derecede oksitlenmiş, korozyona dayanıklı ve genellikle alerjik ya da toksik reaksiyon oluşturmamaktadır (78). Seramik materyalleri, renk ve ışık etkileşimi ile doğal dişi taklit etme yeteneğine sahiptir. Rengin derinliği, seramiğin içine çeşitli boyalar emdirilerek geliştirilebilir ve daha sonra farklı renkler doğal görünümü sağlamak için eklenebilir (77,79).

“Seramik” terimi genellikle inorganik ametaller için kullanılan bir terimdir (80). Seramikler sınıflandırılmalarına bağlı olarak çeşitli porselen tiplerini,

içerdiği kimyasal hammadde kompozisyonlarına bağlı olarak porselen tozlarını, pişirilme ısılarına bağlı olarak üretilen porselenleri ve bütün porselen alt ürünlerine ait terminolojiyi kapsamına alırlar (77).

Seramik matriksi içinde silisyum iyonları düzensiz bir ağ halinde dağılmıştır ve bu ağ sodyum, potasyum ve lityum gibi geniş bir alkali iyon ailesi tarafından sarılır (Şekil 2.6.1) (81). Bu amorf yapı, porselende kırılganlık, sertlik, ısıya dayanıklılık gibi fiziksel özelliklerin oluşumunu sağlar (81).



Şekil 2.6.1. Geniş alkali katyonların varlığında düzensiz silika ağı (81)

2.7. Dental Seramikler (Dental Porselenler)

Dental seramiklerle ilgili terminoloji birçok metinde farklılık göstermektedir. Birtakım araştırmacılar “seramik” terimini kullanırken, diğer araştrmacılar “feldspatik porselen”, “porselen” veya “dental porselen” terimlerini kullanmışlardır (77).

Porselen dişhekimliğinde en estetik ve doku uyumu çok iyi olan bir materyal olarak uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Porselenlerin aşınmaya, renk değiştirmeye dirençleri mükemmeldir ve gingival dokular tarafından iyi tolere edilirler (82).

2.7.1. Dental Seramik Elemanları

Dental seramiklerin temel yapısı üç esas maddeden oluşur; Feldspar, kaolin ve quartz (83).

Feldspar ($K_2OAL_2O_36SiO_2$):

Porselene belirli bir şeffaflık verir ve ısıya daha dayanıklı bileşenleri tutan, bağlayan camlaşmış bir birleştiricilik görevi yapar. Feldspar hiçbir zaman saf değildir. İçerisinde daima soda (Na_2O) ve Potas (K_2O) değişik oranlarda bulunur. Optik kaliteye katkısı bulunmayan sodyum feldspar, porselenin pişirme ısısını düşürüp "pyroplastic" akışı, yani fırınlama esnasında önceden verilmiş formun bozulması olayını arttırır (84).

Diş hekimliğinde genellikle yüksek potas içerikli feldspar tercih edilir. Potas feldspar dental seramiğin şeffaflık kalitesini arttırırken, pyroplastic akışını engeller (85).

Feldspar 1530^oC' de tamamen erir. 1250^oC-1300^oC ısı aralığında eridiğinde sodyum ve potasyum oksit alkalileri (Na_2O veya K_2O) silika (SiO_2) ve alumina (Al_2O_3) ile birleşip sodyum veya potasyum alumina silikat oluşur. Porselenin yapısında %70-90 arasında bulunur (83).

Kaolin ($2H_2OAL_2O_32SiO_2$):

Dental seramiğe modelaj kolaylığı sağlayan alumina silikat kilinin saf formudur. Çin kili olarak da bilinen bu madde, çok ince yumuşak kilsi bir materyaldir. Quartz ve feldspar arasında bağlayıcı olarak rol alır. Porselenin

yapısında %1-10 arasında bulunur, şekillendiricilik ve bağlayıcı özelliğinden yararlanılır (83,85).

Quartz (SiO_2):

Quartz yeryüzünde yaygın olarak dağılmış olup bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir. Dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını arttırır. Porselenin yapısında %11-18 arasında bulunur (83,85).

2.8. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramikler temel olarak aynı maddelerden oluşmuşlardır, ancak esas farklılık temel elementlerin oranlarının farklı olması ve pişirme işlemleri dolayısıyla meydana gelmektedir (86).

Dental seramiklerin birçok tipi, farklı özellikleri sayesinde diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Her vakada, o vakaya özel en ideal seramiğin seçilmesi için dental seramiklerin sınıflandırılması iyi bilinmelidir (87). Dental seramikler; erime derecelerine, içeriklerine ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılırlar (87).

2.9. Dental Seramiklerin Erime Derecelerine Göre Sınıflandırılması

Dental seramikler erime (ergime) derecelerine göre şu şekilde sınıflandırılırlar (81):

1. Yüksek Ergime: 1288°C ile 1371°C arasındadır.
2. Orta Ergime: 1093°C ile 1260°C arasındadır.
3. Düşük Ergime: 660°C ile 1066°C arasındadır.

2.10. Dental Seramiklerin İçeriklerine Göre Sınıflandırılması

Dental seramikler inorganik metal olmayan materyallerin geniş bir ailesini kapsamaktadır ve silikat seramikler ve oksit seramikler olmak üzere iki gruba ayrılırlar (83,87-88).

2.10.1. Silikat Seramikler

Temel bileşen olarak silikat dioksit ve ayrıca quartz, feldspar ve kaolin varlığı silikat seramiklerin genel karakteristiğidir. Bunlar camsı bir bölgeyle kaplı heterojen materyallerdir. Bileşenlerin oranına ve çiğ granül boyutuna bağlı olarak seramik materyaller üretilir (87,89).

İçeriklerine göre silikat seramikler feldspatik ve alumina seramikler olarak 2 grupta incelenir (87).

Feldspatik Porselenler

Esas bileşenlerini %11-17 alumina' ya karşılık % 46-66 silika oksit veya quartz oluşturur (87). Felspatik porselenler kendi aralarında şu şekilde ayrılırlar (87):

Geleneksel Feldspatik Porselenler:

Çok iyi bir estetik etki göstermelerine rağmen kırılgan olmaları büyük problemlere yol açabilmektedir (düşük kırılma rezistansı: 56.5 MPa). Bunlara örnek olarak; d-SING, Vintage, Luxor, Duceram, Flexoceram, Vivodent PE, IPS Classic, Empress Aesthetic verilebilir (87).

Yüksek Dirençli Feldspatik Porselenler :

***a) Leucite (lösit) kristalleriyle güçlendirilmiş feldspatik porselenler*:** %68 quartz ve %18 aluminyum oksit içerirler. Bu materyallerin üretimindeki presleme işlemleri sonucunda porözitede azalma görülmektedir. Lösit

kristallerinin, soğutma aşamasında görülen cam matrix içindeki mükemmel dağılımı, şeffaflıkta (translusensi) önemli bir azalmaya neden olmadan dirençte artış sağlar. Esneme dirençleri 160-300 MPa' dır (87,90-91).

Bunlara örnek olarak; IPS Empress I, IPS Empress®CAD, Optec HSP, Mirage, Finesse, Cergogold verilebilir (87).

***b) Lityum oksitle güçlendirilmiş feldspatik porselenler*:** Kimyasal kompozisyonunda; arttırılmış olarak %57-80 quartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 aluminyum oksit bulunur. Bu kristallerin eklenmesi esneme direncini 320-450 MPa' ya çıkarmıştır. Bu artış, kristallerin hacimce önemli bir oranda bulunması (%60), yapı içerisinde yoğun ve homojen olarak dağılmaları ve presleme sonrasında partikül boyutlarının artmasına bağlıdır. Bu nedenle, lityum oksitle güçlendirilmiş porselenler daha homojen bir mikroyapıya sahiptirler. Bu porselenler sadece restorasyonların iç kor yapılarının üretiminde kullanılırlar. Kalan kısımlar flor-apatit seramiklerle kaplanır. Bunlara örnek olarak da; IPS empress II, IPS e.max Press, Style-Press verilebilir (87).

Alumina Porselenler:

Bu tip porselenler artırılmış oranda aluminyum (%40-85) ve azaltılmış oranda silika oksit (%15) bulunur. Geleneksel aluminyum porselenler ile aynıdırlar. Bu materyaller tam kronlarda ve aluminyum oksit ve metal korlar üzerinde faset olarak kullanılarak üst yapının oluşturulmasında kullanılırlar. Örnek olarak; Vitadur N, Alpha Vitadur, NBK 1000, Vita Omega 900 verilebilir (87,92).

2.10.2. Oksit Seramikler

Oksit seramikler; aluminyum oksit, zirkon dioksit ve titanyum dioksit gibi basit oksitlerden ve spinel, ferrit gibi kompleks yapıdaki oksitlerden oluşurlar. Kısaca oksit seramikler sadece okside edilmiş birleşenlerden oluşurlar. Aynı

terim oksitler ile bileşik oluşturmuş seramikler için de kullanılır. Bunlar çok az ya da hiç akıcı (vitröz) faz içermeyen polikristalin maddelerdir. Bunlar yüksek opasitelerine bağlı olarak seramik restorasyonlarda internal kor olarak kullanılırlar (87).

Aluminyum Oksit Seramikler:

Bu porselenlerin en büyük avantajı aluminyum oksit ile güçlendirilen yapının kırılmaya karşı daha dirençli olmasıdır. Bu tip porselenlere örnek olarak aşağıdaki porselenler verilebilir (87,93):

a) In-Ceram Alumina: %85 oranında 2.5 mm çaplı aluminyum oksit partikülleri içerir. Yüksek aluminyum içeriğinden dolayı 400-600 MPa esneme direnci göstermesini sağlar.

b) In-Ceram Spinelle: Aluminyumun, karıştırılmış magnezyum ve aliminyum oksitin yerine geçtiği bu tipte porselen üst yapısının translusentliği (yarı saydamlığı) artmıştır.

c) In-Ceram Zirconium: %67 aluminyum oksit ve %33 zirkonyum oksitten meydana gelir. 600-800 MPa arasında esneme direnci gösterir.

d) Procera All-Ceram: 1993' te Aderson ve Oden tarafından geliştirilmiştir. %99,9 oranında aluminyum oksit içerir. Kırılma direnci 680 MPa' dır ve geleneksel aluminyum seramik ile kaplıdır (94).

Zirkonyum oksit seramikler:

Zirkonyum oksit, tetragonal yapılı ve yitriyum oksitle parsiyel olarak stabilize edilmiş polikristalin bir maddedir. İnternal kopingler sıkıştırılmış ve birleştirilmiş kristal kütlesinden oluşturulurlar. Böylelikle CAD-CAM teknikleri sayesinde, laboratuar işlemlerinde kor yapısının oluşturulması sırasında oluşan pörözitelerin kor yapıda kaybolması veya azalması sağlanır (87).

DC-Zirkon bu seramiğe bir örnektir. %95 zirkonyum oksit ve %5 yitriyum oksitten meydana gelir. Zirkonyum, yüksek kırılma modülü (900 MPa) ve

sertliği (1200 Vickers ünitesi) sayesinde porseleni güçlendirir. Lava ve Everest de bu seramiklare örnek diğer kullanışlı ürünlerdir (87).

2.11. Dental Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Seramik materyaller, materyalin kompozisyonu ve yapım tekniğine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilirler (95-98).

2.11.1. Sinterlenen Seramikler

Daha dayanıklı tam seramik sistemler, geleneksel feldspatik seramiklerin kristal yapılarının arttırılması ile elde edilmişlerdir. Bu sistemlerin tümü refraktör day tekniği ile yapılırlar. Refraktör day tekniği; seramiğin model üzerinde toz-su karışımı kullanılarak tabaka tabaka yapılmasını içeren bir tekniktir. Ancak, tabakalama tekniği kristalizasyonun daha kontrollü yapılmasını engeller.

Lösitle güçlendirilmiş feldspatik seramikler, geleneksel feldspatik seramiklerden daha dayanıklıdırlar. Örneğin; Optec^{TM} hsp hacimce %40 oranında lösit kristalleri içerir.

Aluminyum bazlı seramiklerde, ilk aluminyum seramik kor yapısı platinyum folyo üzerinde pişirilerek elde edilmiştir. Bunlara örnek olarak Hi-Ceram ve feldspar içine zirkonyum fiberlerin ilave edildiği Mirage II verilebilir.

Tüm bu sistemlerin en büyük dezavantajı; partiküllerin birlikte sinterlenmesi sonucu, mikropöröziteleree ve homojen olmayan bir yapıya neden olabilmesidir. Bu durum seramik restorasyonda çatlak veya kırık oluşumunu başlatıcı rol oynar (95).

2.11.2. Dökülebilir Seramikler

Önceden ısıtılmış ve likit cam fazına getirilmiş seramiklerin dökülmesi ile pöröziteler azaltılabilir. Bu grupta yer alan DICOR, mica bazlı cam seramiktir ve başlangıç olarak mumun uzaklaştırılması tekniği ile cam olarak üretilir. Bu

işlemin arkasından cam seramik, ‘seramikleme’ olarak da tanımlanabilen özel bir ısıtma işlemi ile kontrollü bir şekilde kristalizasyona uğrar. Daha sonra cam, dayanıklılığı arttıran daha güçlü bir kristal yapı ile kaplanır. Seramiklenmiş restorasyon daha sonra geleneksel feldspatik seramiğin tonları ile tabakalar halinde kaplanır. Bu grupta yer alan sistemlerin çok azı DICOR ile kıyaslanabilir. Cerapearl, bu gruptaki seramiklere diğer bir örnektir, ancak bu seramiğin esas kristal yapısı cam değil hidroksiapatittir. Tüm dökülebilir seramik sistemlerinde seramikleme sadece dayanıklılığı arttırmak ile kalmaz, aynı zamanda ekstra bir büzülme ile homojen olmayan yapının ve pörözitelerin oluşmasını engeller (95).

2.11.3. Makinelenebilen Seramikler

CAD-CAM (Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacture/ Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim):

Bu teknikte sistem; 3 boyutlu minyatür bir ağız içi kamera, monitör, klavye ve üç eksenli elmas başlı bir tur cihazını kontrol eden bilgisayardan oluşur. Restorasyon homojen bir seramik bloktan (ingot) oluşturulur. Bu teknikte prepare edilen diş yüzeyine ıslatıcı bir ajan ve ince bir tabaka ışık yansıtıcı toz uygulanır. Optik ölçü için 3 boyutlu ağız içi bir tarayıcı kullanılır. Restorasyonun sınırları çizici uç yardımı ile belirlenerek hafızaya alınır ve elmas kaplı disklerle seramik bloktan yapılan kesim ile restorasyon yaklaşık olarak 10 dakikada bitirilir. Bu gruptaki seramiklere örnek olarak; CEREC, Vitablocs I ve II, ve DICOR MCG verilebilir (95).

Mil Kopyalama (Copy-Milling) Tekniği:

Bu sistemde seramik bloklar CAD-CAM tekniğinde kullanılan ingotların aynısıdır. CAD-CAM sisteminden farkı ise yapım tekniğinden kaynaklanmaktadır. Bu teknikte; esas alçı model üzerinde restorasyon bir mum ile hekim veya teknisyen tarafından oluşturulur. Oluşturulan mum model

sisteme yerleştirilerek sistemde okutulur ve hafızaya alınır. Sistem tarafından hafızaya alınan şekil sistemin kesimi yapacak milleme bölümüne transfer edilir ve okunan şeklin aynısı milleme bölümüne yerleştirilen ingotun kesilmesi ile elde edilir (95).

2.11.4. Yüksek Isıda ve Basınçla Modele Enjekte Edilen (Preslenen) Seramikler

Seramikleme aşaması sırasında oluşan pöröziteler ve homojen olmayan yapıların engellenmesi için, üretici firmaların önceden seramiklenmiş materyalleri (ingotlar) kullanılarak bir ısıtma tekniği geliştirilmiştir.

IPS Empress ile lösitle güçlendirilmiş feldspatik seramik ingotları ısıtılır ve mumun uzaklaştırıldığı refraktör alçı modele preslenir (ısıtma-presleme). İlave olarak yapılan fırınlama ile lösit kristalerinin hacimce %40' ının fleksural dayanıklılığını anlamlı olarak arttırır. Restorasyonun final rengi boyama ile veya venerleme ile sağlanır.

Üretici firmaya göre, IPS Empress 2 kor materyali olarak lityum disilikat cam seramik içerir ve geleneksel IPS Empress' den üç kat daha dayanıklıdır. Optec OPC (Optec preslenebilir seramik) içeriğindeki lösit kristallerinin boyutu Optec hsp' ye göre küçültülmüş ve oranı daha arttırılmıştır. Cerestore, aluminyum oksit ve magnezyum oksit kombinasyonundan oluşan magnezyum alumina spinel içeren bu gruba dahil olan diğer bir seramiktir (95).

2.11.5. İnfiltre Edilen Seramikler

Bu grupta yer alan In-Ceram sistemi iki aşamalı bir işlem ile kullanılır. İlk aşamada duplike edilmiş day üzerinde döküm işlemi ile sinterlenmiş (akışkan olmadan önceki aşamaya kadar ısıtılmış) pöröz aluminyum bir iskelet yapı oluşturulur. İkinci aşamada, bu pöröz yapı içerisine erimiş lantanyum cam infiltre edilir. Bu yapının gövdesinde %70 oranında saf aluminyum oksit

bulunur ve mevcut seramikler içerinde en güçlü seramiklerden biridir. In-Ceram seramik final estetik için feldspatik seramik ile kaplanır (95).

2.12. Adezyon (Bağlanma)

Adezyon, bağlanma veya mekanik kilitlenme kuvvetleri veya her ikisinin birlikte bulunduğu ara yüzey kuvvetleri tarafından iki yüzeyin bir arada tutulması olarak tanımlanmıştır (99) . Daha basit bir terminoloji ile adezyon, farklı yüzeylerin bağlanması veya bir arada tutulmasıdır (100) . Adezyonu oluşturan maddeye “adeziv”, uygulandığı materyale ise “aderent” adı verilir. Aderent ile adezivin birleştiği yüzey “ara yüzey” olarak tanımlanır. Bir adeziv genellikle vizköz sıvı bir materyaldir ve iki yapıyı birleştirdikten sonra katılaşarak bir yüzeyden diğerine yük aktarabilir hale gelir. Diş hekimliğinde adezyon “bağlanma” olarak da tanımlanabilir (100-102).

2.12.1. Adezyonun Mekanizması

Adezyon için dört farklı mekanizma tanımlanmıştır (103):

1. Mekanik adezyon-adezivin, bağlanma sağlanacak yapıya veya bağlanılacak materyalin yüzeyindeki düzensizlikler içerisine kenetlenmesidir.

2. Adsorbsiyon adezyonu (Kimyasal adezyon)-adeziv ve aderent arasındaki kimyasal bağlanmadır; bu bağlanmayı sağlayan kuvvetler primer (iyonik ve kovalent) veya sekonder (hidrojen bağları, iki kutuplu etkileşim veya van der Waals bağları) kuvvetler olabilir.

3. Difüzyon adezyonu-iki polimerin, arayüzeydeki polimer zincir uçlarının difüzyonu vasıtasıyla gerçekleştirdiği, hareketli moleküller arasındaki bağlanmadır.

4. Elektrostatik adezyon-bütün bağlanma mekanizmasının bir parçası olarak, bir metal ile polimerin arayüzündeki çift katlı elektriksel tabakadır.

Diş hekimliğinde kullanılan rezin bazlı materyallerin diş sert dokularına olan adezyonu aşağıdaki dört olası mekanizma sonucunda gerçekleşebilir (104):

Mekanik adezyon, pürüzlendirilmiş diş yapısı üzerine rezinin penetrasyonu ve diş yapısı içerisinde rezin taglarının oluşması,

Kimyasal adezyon, diş yapısının inorganik (hidroksiapatit) veya organik (başlıca tip I kollajen) yapılarına kimyasal bağlanma,

Difüzyon, diş yüzeyine rezin monomerlerin mekanik veya kimyasal olarak bağlanabileceği maddelerin çökelmesi,

Yukarıda belirtilen üç mekanizmanın kombinasyonu.

İyi bir adezyon için adeziv ve bağlanma sağlanacak yapı (mine ve/veya dentin) arasında yakın bir temas bulunmalıdır. Adezivin yüzey gerilimi, mine ve dentinin yüzey enerjisinden düşük olmalıdır. Rezinlerin diş sert dokularına bağlanmasındaki en önemli problemlerden biri, metakrilat bazlı rezinlerin serbest radikal polimerizasyonu sırasında gerçekleşen büzülmeleridir (29). Bu nedenle adezivler rezinin büzülme gerilimine karşı koyabilecek güçlü bir bağlanma sağlamalıdırlar (30). Adeziv bağlanmadaki kopmalar üç bölgede oluşabilir: yapı içerisinde meydana gelen koheziv kopma, adeziv içerisinden kopma ve arayüz ile bağlanma sağlanan yapı arasında meydana gelen adeziv kopma (104).

Güçlü bir adezyon için adezyon türüne bakılmaksızın sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Adezivin uygulanacağı yüzey havadaki nem ve toz gibi birikintiler ile kolayca kirleneceğinden bu temizliği korumak zordur. Herhangi bir adeziv uygulanacağı zaman ilk başta sağlanması gerekli koşul,

bağlanacak yüzeylerin temiz ve kuru olmasıdır (105-106). Yüzeydeki birikintiler asit ve çözücü kullanılarak ortadan kaldırılabilir.

Adezyonda rol oynayan üç önemli temel kavram ise; aderentin **yüzey gerilim değeri**, aderent yüzeyin **ıslanabilirliği** ve adeziv materyalin aderent yüzeyle yaptığı **değim açısıdır** (102). Adeziv aderent yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzey ne kadar iyi ıslatılırsa o kadar güçlü bir adezyon oluşmaktadır. Islanabilirlik, değim açısı ile ölçülür. Değim açısı, aderent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile aderent yüzeyi arasında oluşan açıdır. İdeal olarak değim açısının sıfır dereceye yakın olması gerekir. Eğer tam bir ıslatma meydana gelmişse yüzey açısı sıfıra yaklaşır. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşükse değim açısı da o kadar azalacak ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır. Bir başka deyişle adezivin yüzey gerilim değeri aderentin kritik yüzey gerilim değerine eşit veya daha küçük olmalıdır (105-107).

2.12.2. Mine Dokusu

Mine, ektoderm olarak bilinen embriyolojik germ tabakasından kaynaklanan ameloblast hücreleri tarafından oluşturulur ve dişin anatomik kronunu çepeçevre sarar (104).

Kimyasal olarak mine, ağırlıkça yaklasık, %1-4 su, %1-2 organik ve %95-98 inorganik materyal içeren yüksek oranda kristalize bir yapıdır. Kristalin örgü şeklindeki hidroksiapatiti, en fazla bulunan mineral bileşenidir ve hacimce %90-92 oranında bulunur (104).

Yapısal olarak mine, en fazla yapısal bileşenlerini oluşturan milyonlarca mine prizmasından, prizma kınından ve aralarındaki interprizmatik matriksten meydana gelir. Mine prizmaları sıkıca paketlenmiş ve dalgalı bir şekilde örtülmüştür ve her biri mine-dentin bileşiminden dişin dış yüzeyine doğru dik olarak uzanır (104).

İnsan vücudundaki en sert doku minedir. Sertlik diş dış yüzeyindeki konuma göre değişebilir; ayrıca, en düşük sertlik değeri mine-dentin

bileşiminde olacak şekilde dişin iç kısmına doğru gidildikçe azalır. Diş minesinin yoğunluğu da yüzeyden mine-dentin bileşimine doğru azalır. Sert bir yapı sergileyen mine, düşük gerilme dayanıklılığı ve yüksek elastisite modülü ile kırılgan bir yapıdır. Çiğneme kuvvetlerine dayanabilmesi için minenin bir dentin desteğine sahip olması gereklidir (104).

Mine asitle temas ettiğinde çözünür, ancak bu çözünme düzenli değildir. Çözünürlük mine yüzeyinden mine-dentin bileşimine doğru gidildikçe artar. Minenin oluşumu sırasında ortamda florür varsa veya mine yüzeyine topikal florür uygulandıysa, mine yüzeyinin çözünebilirliği azalır. Florür konsantrasyonu mine yüzeyinden mine-dentin bileşimine doğru gidildikçe azalır. Bu durumda minenin florürden zengin en dış yüzeyi aside karşı daha dirençlidir (104).

2.12.3. Mineye Bağlanma

1955 yılında Buonocore (108), mine yüzeyinin fosforik asitle pürüzlendirilmesinin ardından metakrilat bazlı materyallerin bağlanabileceğini açıklamış ve modern adeziv diş hekimliğinin temel kavramlarından birini oluşturmuştur. Buonocore tarafından asit-etch tekniğinin bulunmasının ardından, araştırmacılar günümüze kadar, rezin esaslı materyaller ve diş dokuları arasında güvenilir ve uzun ömürlü bir bağlanma elde etmeye çalışmışlardır (104).

Mineye asit uygulaması, düzgün mine yüzeyini pürüzlü bir hale getirerek yüzeydeki serbest enerjiyi arttırır (109). Diğer bir deyişle, minenin ıslanabilirliği, yüzey enerjisi ve bağlanma alanı artar (109). Akıcı rezin bazlı materyal (adeziv), asitlenmiş yüzeye uygulandığında, pürüzlü yüzeyi ıslatır ve kapiller etki ile yüzeydeki mikropürüzlü yapının içine penetre olur (110). Rezin içerisindeki monomerlerin polimerizasyonu sonucu, rezin ile mine yüzeyi arasında bağlanma oluşur. Özet olarak; rezin-mine bağlanmasının temel mekanizması, mine yüzeyinde rezin mikro taglarının (mikro uzantılarının) oluşumudur. Yani, rezin ile mine yüzeyi arasında *mikromekanik bir bağlanma*

gerçekleşir (100,104,111). Mine prizmalarının etrafında oluşan demineralizasyona bağlı olarak meydana gelen rezin uzantılarına *makro uzantılar,* mine prizmalarının iç yüzeylerindeki küçük girintilerde oluşanlara da *mikro uzantılar* denir. Mikro uzantılar, fazla sayıda olmaları ve geniş yüzey alanları nedeniyle bağlanma kuvvetlerine daha fazla katkıda bulunmaktadırlar (93,95).

Elektron mikroskop çalışmalarında mine yüzeyinde 3 tip mikromorfolojik pürüzlenme gerçekleştiği ortaya konulmuştur (104,112-113).

Bu morfolojik sınıflandırmaya göre (104);

Tip I pürüzlenme: Mine prizmalarının iç kısımları çözünerek uzaklaşır. Prizmaların periferi ise çözünmeden kalır. Ortaya çıkan görüntüye *"bal peteği görünümü"* adı verilir.

Tip II pürüzlenme: Tip I' in tam tersidir. Mine prizmalarının çeperleri çözünerek uzaklaşır. Sağlam kalan iç kısımlar, çıkıntı şeklinde görünür.

Tip III pürüzlenme: Diğer tiplere göre daha az belirgindir. Hem diğer tiplere benzeyen mikromorfolojik alanlar hem de mine prizmalarının topografisine benzemeyen kısımlar içerir. Belirgin bir prizma yapısı fark edilmeden erime olmaktadır.

Klinikte mineye asit uygulandığında, hangi tip görüntünün oluşacağı kontrol edilemez. Mine yüzeyinde uygulanan asit sonrasında meydana gelen etki; kullanılan asidin çeşidi, konsantrasyonu, formu ve uygulama süresinin yanı sıra minede preparasyon yapılıp yapılmaması, minenin kimyasal yapısı ve florür içeriği gibi faktörlere bağlıdır (102).

Araştırmacılar, Buonocore' un %85' lik fosforik asidi kullanmasından sonra farklı konsantrasyonlarda fosforik asitleri minenin asitlenmesinde kullanmışlardır. Ancak fosfirik asidin, ideal olarak %35 ile %40 arasındaki konsantrasyonlarının daha iyi bir bağlanma sağladığı bildirilmiştir (114). Minenin pürüzlendirilmesinde fosforik aside alternatif olabilecek %10' luk maleik asit, %10' luk sitrik asit , %2.5' luk oksalik asit ve %2.5' luk nitrik asit gibi çeşitli ajanlar denenmiştir (111). Ancak fosforik asitle mine yüzeyinde daha derin demineralizasyon oluşturulduğundan, fosforik asit diğer asitlerden daha fazla tercih edilmektedir (115-116).

2.12.4. Dentin Dokusu

Dişin hacimsel olarak en büyük bölümünü oluşturan dentin, odontoblast hücrelerinin salgıladığı organik matriksin mineralizasyonu ile oluşmuş, mezoderm kökenli özelleşmiş bir bağ dokusudur. Dentini oluşturan odontoblastlar, hem dentin hem de pulpa dokusunun bir parçası olarak kabul edilirler, çünkü bu hücrelerin gövdeleri pulpa odasında, uzun ve silindirik şekilli hücre uzantıları ise dentin tübülleri içerisindedir (104).

Dentin dokusunun dış kısmı anatomik kronda mine ile, kökte ise sement ile kaplıdır (104,117). İç kısmında dentin, pulpa dokusunun ve pulpa kavitesinin dış duvarlarını oluşturur (104).

Dentin dokusu hacimsel olarak mineye göre karbonattan zengin, kalsiyumdan fakir apatit yapısındadır. İnsan dentininin içeriği hacimsel olarak yaklaşık %50 mineral, %30 organik materyal ve %20 civarında sıvıdan oluşmaktadır (118-119). Ağırlık olarak ise %75 inorganik materyal, %20 organik materyal, %5 su ve diğer maddelerden oluşmuştur (102,104-105). Az miktarda florür, bakır, çinko, demir gibi minör inorganik bileşenleri de vardır. Diğer kollajen olmayan proteinler ve organik bileşenler az miktarda mevcuttur (119). Dentin mineden daha az, sement ve kemikten daha fazla mineralizedir (104).

Operatif diş hekimliği ve adeziv tekniklerdeki bütün gelişmelere rağmen dentin adezyonunun sağlanmasında hala bazı zorluklar mevcuttur (104). Mineye bağlanma zor olmayan, oldukça basit bir işlem olmasına rağmen, dentine bağlanma daha fazla zorlukla karakterizedir. Mine ve dentine bağlanma arasında fark yaratan pek çok faktör vardır. Bunların başında; minenin yüksek oranda mineralize bir doku olmasına karşın, dentinin önemli miktarda su ve çoğu tip I kollajen olmak üzere organik madde içermesi gelir (104).

2.12.5. Dentine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler

Dentinin Yapısı:

Adeziv restoratif sistemlerin anlaşılması ve geliştirilmesi için insan dentinin yapısı çok iyi bilinmelidir (120). Dentin, intertübüler ve peritübüler dentin olmak üzere iki farklı yoğunlukta mineralize olmuş substrattan oluşur (121). Bunlardan peritübüler dentin intertübüler dentine göre daha fazla ve yoğun olarak mineralize olmuştur (121). Bunun yanında, odontoblast hücrelerinin uzantılarını içerisinde bulunduran dentin tübülleri ve dentin sıvısı dentin dokusunun büyük bir kısmını oluşturur. Mine ile karşılaştırıldığında dentinin en önemli farklılıklarından biri, dentin sıvısının neden olduğu nemli bir yapıya sahip olmasıdır. Dentin tübüllerinin sayısı pulpaya yakın bölgelerde $mm^{2,}$ de 45.000 iken, bu sayı mine-dentin sınırına kadar azalarak gelir ve mine-dentin sınırında $mm^{2,}$ de yaklaşık olarak 20.000' i bulur (121-122). Bu nedenle, pulpaya yaklaştıkça dentin sıvısında artış olur. Dentinin bu kompleks yapısı, dentine uzun süreli ve güvenilir bir bağlanma sağlanmasını güçleştirir (121-122).

Dentinin Geçirgenliği:

Dentinin homojen olmayan karmaşık yapısının yanı sıra, yapısında süregelen fizyolojik ve patalojik değişiklikler mevcuttur. Bu değişikler, dentinin mikroyapısı ve içeriğinin yanında, geçirgenliğini de etkilemektedir (121). Dentinin geçirgenliği, hidrodinamik teoriye göre sıvının birim yüzey alandan birim basınç altında belli bir zamanda geçmesidir (123). Dentinin geçirgenliği; sklerotik dentinde, açık tübülleri bulunan aşırı duyarlı dentinde, çürük, abrazyon veya erozyon bulunan dentinde ve bunun yanı sıra tübüllerin daha az olduğu yüzey dentini ile tübüllerin daha fazla bulunduğu derin dentinde farklılık gösterir (121-122). Ancak tüm bu farklılıkların yanında esas olan gerçek; dentinin sudan oluşmuş olmasıdır. Bu nedenle, adezivin dentinin içine doğru geçmesi için hidrofilik olması gerekir (121).

Çürükten etkilenmiş tübüler dentin genelde sklerotiktir ve neredeyse su geçirmezdir. Çürükten etkilenmiş dentinin asitlenmesi, dentin tübüllerinin

geçirgenliğini anlamlı derecede arttırmaktadır. Kavite çürükten etkilenmiş kısmın ötesine kadar genişletildiğinde, normal geçirgen dentine ulaşılır ve burada yapılan asitleme ve yıkama işlemleri geçirgenliği arttırır. Sklerotik dentinde, tübüllerin hem içi, hem de etrafı hipermineralize durumdadır ve geçirgenliği çok azalmıştır. Bu nedenle, sklerotik dentinde rezin uzantılarının oluşması farklıdır ve kısa, künt veya huni şeklindedir. Bu durum bağlanmayı olumsuz yönde etkiler (122).

Dentin geçirgenliği, dentinin farklı bölgelerinde farklılık göstermektedir (123). Pulpaya yaklaştıkça, intertübüler dentin azalır, ancak tübül çapı ve yoğunluğu artar (120). Buna bağlı olarak dentinin geçirgenliği artar. Yani, dentinin geçirgenliği kalan dentin kalınlığı ile ters orantılıdır (123). Ancak, derin dentine bağlanmadaki en önemli sorun, pulpa yakınlarında dentinin yüksek oranda su içermesidir (124-125).

Smear Tabakası:

Kesici aletlerle prepare edilen dentin yüzeylerinin tümü 0.5-2.0 μm kalınlığında düzensiz bir smear tabakası ile örtülüdür. Bu tabaka altındaki yüzeye sıkıca adaptedir ve ovalama veya yıkama ile uzaklaştırılamaz. Dentin tübüllerinin ağızları da smear tıkaçları ile doludur. Smear tabakası ve tıkaçları; bakteri, tükürük, kan hücreleri ve denatüre kollajen içermektedir, ve dolayısıyla enfekte durumdadır. Eğer dentine iyi bir bağlanma sağlanması isteniyorsa, dentin dokusu uygun şekilde asitle pürüzlendirilmeli ve smear tabakası ya kaldırılmalı ya da modifiye edilerek monomerlerin, demineralize kollajen matriksinin içine difüzyonu sağlanmalıdır (122).

Restoratif materyallerin altındaki smear tabakası, zamanla hidroliz ile çözünebilmekte ve bakterilerin penetrasyonuna olanak sağlayabilmektedir. Kronik pulpal reaksiyonlar; mikrosızıntı sonucu diş-restorasyon arayüzeyinden giren ve pulpaya kadar ulaşan bakterilerin irrite edici etkisi ile oluşmaktadır. Buna dayanarak, smear tabakasını demineralize edip, dentin yüzeyinden asit uygulaması ile uzaklaştırıp, aynı zamanda dentini demineralize ederek kollajen matriksini açığa çıkarmak gerekmektedir (122).

Hibrit Tabaka:

Hibrit tabaka rezinin mine, dentin ve semente infiltre olmasıyla oluşur. Hibridizasyonda; sert dokunun mineral kısmı çözünmüş ve rezin monomerler diş yüzeyinin ve alt dokusunun fizikokimyasal özelliklerini değiştirerek infiltre olmuşlardır. Rezin monomerlerin intertübüler dentin geçirgenliğinden sorumlu olan uzun, devamlı ara bağlantılara ve dar kanallar ile porlara penetre olması beklenmektedir (121-122,126).

Hibridize dentin yapısı kollajen ve rezin polimerlerin bir karışımıdır. Adeziv arayüzeyinden alttaki asitlenmiş dentine yayılmış olan monomerler daha sonra polimerize olmaktadırlar. Monomerin kollajen fibriller arasındaki üç boyutlu ağın içine penetrasyon derinliği, demineralizasyon derinliğine eşit olmalıdır. Ara bölgede dentinin fiziksel ve kimyasal özellikleri değişmiştir. Hibrit tabakanın fiziksel özellikleri demineralize dentinden daha iyi, ancak, mineralize dentinden daha kötüdür. Hibridize dentin, normal dentine oranla daha az sert olmakla birlikte daha dayanıklıdır. Pürüzlendirilmiş dentine bağlayıcı ajan uygulaması ile, polimerizasyon büzülmesi ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık ve gelen kuvvetlerin emilerek streslerin dağıtılması hedeflenir. Rezinin gücü arttıkça, rezinle desteklenmiş dentin de daha güçlü olacaktır (121-122,126-127).

2.12.6. Dentine Bağlanma

Günümüz restoratif diş hekimliğinde mineye güvenilir bir bağlanma sağlanabilir olmasına rağmen, dentine yeterli bir bağlanmanın sağlanması çok daha zordur (109). Dentine olan bağlanmadaki zorlukların esas nedenleri; dentinin karmaşık histolojik yapısı, kompozisyonunun bölgesel çeşitlilik göstermesi olmakla birlikte, dentinin geçirgenliği, smear tabakası gibi faktörler de dentine olan bağlanmayı güçleştirmektedir (109).

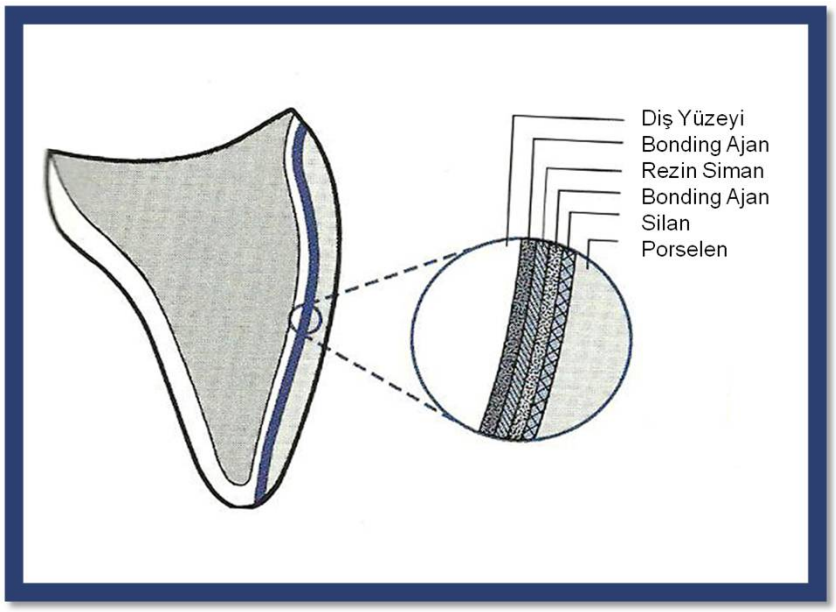
Dentine bağlanma konusunda birçok yazar, temel bağlanma mekanizmasının mekanik kilitlenme olduğu konusunda hemfikirdir. Etkin bir

bağlanmanın sağlanması için, smear tabakasının uzaklaştırılması ve dentin yüzeylerinin bağlanma için uygun bir hale getirilmesi esastır (128). Bunun için, dentin yüzeyinin de mine yüzeyi gibi pürüzlendirilmesi gerekir. Yüzeyin pürüzlendirilmesi ile aderentin, yüzey gerilimi ve adezivle ıslanabilirliği artar. Dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi; mekanik (air abrazyon ile aşındırma), kimyasal (asit uygulaması), veya ısısal (lazer uygulaması) yolla sağlanabilmektedir. Adeziv sistemlerde genellikle, smear tabakasını yok eden ve intertübüler dentini kısmen demineralize eden bir asit uygulaması yapılır. Asit uygulaması sonrası, dentin yüzeyindeki smear tabakası ortadan kalkar, peritübüler dentin uzaklaşır ve intertübüler dentinde hafif derecede bir demineralizasyon oluşur. Ayrıca, dentindeki kollajen fibriller bir ağ şeklinde ortaya çıkar. Ancak, pürüzlendirici ajanlar açığa çıkan kollajen liflerini aşırı derecede zedeleyerek kollojen ağında bir çökmeye neden olmamalıdır (120). Fosforik asidin 15 saniye uygulanması ile; dentinin kristal yapısında ve yüzeyel kollajen fibrillerinde, kollajenin yapısında bir çökme meydana gelmeden çözünme olduğu belirtilmiştir (120,129).

Literatürde, “wet bonding” yani “nemli bağlanma” tekniğinin bulunması ile birlikte, asit uygulaması ve yıkama işlemlerinden sonra dentinin hafif nemli bırakılacak şekilde kurutulması önerilmektedir (130). Adeziv monomerlerin nemli ve yoğun kollajen ağı içerisindeki nano boşluklara infiltrasyonu, bağlanma dayanıklılığını *in vitro* olarak arttırmıştır (130-132). Günümüz dentin adezivleri genellikle, etanol veya asetonda çözünmektedir (120). Bu organik çözücüler, dentin yüzeyindeki ve nemli kollajen ağındaki su ile yer değiştirerek, monomerlerin açığa çıkan kollajen fibrillerin içine penetre olmasını ve “hibrit tabaka” nın, yani bağlanmanın oluşmasını sağlarlar (120,130,132-133).

2.13. Porselen Laminat Venerlerin Diş Dokuları ile Yaptığı Adezyon Kompleksi

Porselen vener tekniği, anterior dişlerin şekil, pozisyon ve renklerini değiştirmek için ince bir porselen laminatın diş yüzeyine adeziv teknikler ve rezin simanlar kullanılarak yapıştırılmasıdır (12). Porselen laminat venerlerin başarısı büyük ölçüde; ***diş yüzeyi, rezin siman*** ve ***porselen*** olmak üzere üç farklı komponentten oluşan bir adezyon (bağlanma) kompleksinin dayanıklılığına bağlıdır (Şekil 2.13.1) (12).



Şekil 2.13.1. Diş / Rezin Siman / Porselen adezyon kompleksinin şema ile gösterilmesi (31)

2.13.1. Diş Yüzeyi

Porselen laminat venerler için yapılan diş kesimi ile ilgili görüşler son birkaç yılda değişmiştir. Önceleri minimal bir diş preparasyonu yapılması veya hiç preparasyon yapılmaması önerilirken (9,134-137), günümüzde değişik miktarlarda diş yapısının uzaklaştırılması görüşü desteklenmektedir (138-139).

Rezin kompozitin diş yüzeyine daha iyi bağlanmasını sağlamak için minenin bir miktar uzaklaştırılması gereklidir (140-142). Bu şekilde bir

yaklaşım ile çok az retansiyon kapasitesi olduğu bilinen en dıştaki prepare edilmemiş, doğal ve aprizmatik mine yüzeyinin uzaklaştırılması sağlanır. Ayrıca, iyi bir bağlanmanın sağlanabilmesi için, preparasyonun tamamen mine içerisinde kalmasına özen gösterilmelidir (143). Yeni geliştirilen dentin adeziv sitemleri çok iyi sonuçlar verseler de, adezivlerin mineye olan bağlanma dayanıklılığının dentine olan bağlanma dayanıklılığı ile karşılaştırıldığında daha üstün olduğu bildirilmiştir (144-145). Ancak, klinikte PLV' ler için yapılan preparasyon sırasında, dişlerin çoğunda ve genellikle servikal alanlarda değişik miktarlarda dentin açığa çıkmaktadır (146).

2.13.2. Rezin Simanlar

Seramik restorasyonların adeziv olarak yapıştırılmasında rezin simanlar tercih edilir (147). Rezin simanların kompozisyonları ve özellikleri geleneksel restoratif kompozitlere benzerdir (147). Buna göre; rezin simanlar, kompozitler gibi üç ana bileşenden oluşurlar (148).

- **Organik matriks:** Kompozit rezinlerin organik matriksi metakrilat bazlı Bis-GMA ya da dimetakrilat bazlı UDMA veya TEGDMA monomerlerini içerir.
- **Ara bağlayıcılar:** Organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlanmayı sağlayan ara fazdır.
- **İnorganik doldurucu partiküller:** Organik matriks içerisine farklı şekil, boyut, oran ve yapıda doldurucu partiküller ilave edilmiştir. Rezin simanlarda; doldurucu partiküllerin boyutu ve oranı azaldıkça materyalin akışkanlığı, yüzeyi ıslatabilme kapasitesi, restorasyonun yerine konumlandırılmasında sağladığı kolaylık ve estetik özellikleri artarken, bağlanma dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (147-149).

Rezin simanlar polimerize olma şekillerine göre; **otopolimerizan** (kimyasal olarak polimerize olan), **ışık ile polimerize olan** (light-cured) ve

hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cured) rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar (148).

Porselen laminat venerlerin simantasyonunda ışıkla polimerize olan (light-cured) yapıştırıcı rezin simanlar tercih edilir (150). Işıkla polimerize olan yapıştırıcı rezinlerin en önemli avantajı dual-cured veya kimyasal olarak polimerize olan materyallere göre hekime daha fazla çalışma zamanı sağlamalarıdır. Bu durum hekimin, polimerizasyon öncesinde kenarlara taşan fazla simanı uzaklaştırmasına olanak tanır ve restorasyonların bitirme işlemleri için gereken süreyi kısaltır. Ayrıca, ışıkla polimerize olan sistemlerin renk stabilitesi, dual veya kimyasal olarak polimerize olan sistemlerle karşılaştırıldığında daha üstündür. Ancak, porselen venerlerin ışıkla polimerize olan rezin simanların polimerizasyonu için yeterli ışık geçişini sağlayıp sağlamadığı önemli bir konudur (12).

2.13.3. Porselen Vener

Porselen laminat venerler genel olarak geleneksel feldspatik porselenlerden yapılırlar. Porselenin iç yüzeyinin hidroflorik asitle pürüzlendirilmesi ve arkasından pürüzlü yüzeyin silanize edilmesi ile, pürüzlendirilmiş porselen yüzeyine bağlanan yapıştırıcı rezinin bağlanma dayanıklılığının, rezinin pürüzlendirilmiş mine yüzeyine olan bağlanma dayanıklılığından ve hatta porselenin kendi koheziv dayanıklılığından daha fazla olduğu ölçülmüştür (19,151-153). Porselen venerin iç yüzeyinin hidroflorik asit uygulaması ile retantif mikropörözlü bir yüzey oluşturulur. Bu mikropöröziteler bağlanma için yüzey alanını arttırarak rezin siman ile mikromekanik kilitlenmeyi sağlar. Asitleme zamanı, asidin konsantrasyonu, porselen restorasyonun yapım şekli ve tipi gibi birçok faktör asit uygulaması sonucu oluşan bu mikro-morfolojik yapıdan, dolayısıyla rezin simanın porselene bağlanma dayanıklılığından sorumludur (154). Porselenin bağlanma yüzeyine asit uygulanmasının ardından silan uygulanması ile rezin siman ile porselen arasında kimyasal bağlanma sağlanır. Silan, porselen

yüzeyindeki hidroksil silikon dioksit ile adeziv rezinin kopolimerlerini kimyasal olarak birbirine bağlar (12,154).

2.14. Adeziv Sistemler

Bağlayıcı ajanlar (bonding ajanı) ya da adezivler olarak da adlandırılan adeziv sistemler temel olarak; akışkanlıklarından sorumlu Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA gibi hidrofobik monomerlerden, ve yüzeyin ıslatılmasından sorumlu olarak yaygın olarak kullanılan HEMA gibi hidrofilik monomerlerden oluşurlar (126). Adezivlerin temel rolü, hibrit tabakayı stabilize etmek ve rezinin dentin tübüllerine doğru akışını yani rezin uzantılarının oluşumunu sağlamaktır (126,155).

Adezivlerin, ışıkla veya kendi kendine polimerize olabilen (otopolimerizan) iki tipi mevcuttur. Otopolimerizan adezivler; ara yüzeylerde polimerizasyonunun başlangıcının vücut sıcaklığı ile sağlanabilmesi yönünden avantajlı olsalar da yavaş polimerize olmaları bakımından dezavantajlıdırlar (156). Bu nedenle, günümüzde ışıkla polimerize olan adezivler kullanılmaktadır. Işıkla polimerize olan adezivlerin restoratif rezinin uygulanmasından önce polimerizasyonu önerilir. Bu yolla, adezivin polimerizasyonu için yeterli ışık geçişi sağlanır ve rezin kompozitin polimerizasyon büzülmesi nedeniyle oluşan stresler adeziv tarafından daha iyi dağıtılır (157-159). Oksijen rezinin polimerizasyonuna engel olduğundan dolayı (160), adezivin en üst tabakasında 15 μm' lik bir oksijen inhibisyon tabakası oluşur. Bu oksijen inhibisyon tabakası restoratif rezin ve adeziv arasında iki kat daha güçlü bir bağlantı oluşmasını sağlar (155).

Günümüz adeziv sistemleri; "etch&rinse", "self-etch" ve "(rezin modifiye) cam-iyonomer" adezivler olmak üzere üç sınıfa ayrılırlar (161).

2.14.1. Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Bu adeziv sistemleri en az iki olmak üzere iki veya üç aşamada uygulanırlar. Üç aşamalı sistemlerde, asit uygulamasının ardından bir primer

veya adezyonu arttırıcı ajan ve daha sonra bağlayıcı ajan veya adeziv uygulanır. Daha basitleştirilmiş şekli olan iki aşamalı sistemlerde ise primer ve adeziv tek şişede birleştirilmiştir.

Kısaca asitleme ve yıkama anlamına gelen “Etch&Rinse” tekniği, günümüzde hala mineye etkin ve sürekli bir bağlanmanın sağlanmasında en etkili sistemdir. Asitle (genellikle %30-40’lık fosforik asit) pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde oluşan çukurcuklar içerisine kilitlenmiş iki tip rezin uzantısı mevcuttur. Makro-uzantılar mine prizmalarının etrafını doldururken, mikro-uzantılar ise mine prizmalarının ortasında oluşmuş ince çukurcukların içine penetre olmuşlardır. Mineye olan retansiyondan daha çok mikro-uzantıların sorumlu olduğu düşünülmektedir.

Dentinde ise fosforik asit uygulamasının ardından mikropöröz ağ şeklinde kollajen yapısı açığa çıkar. Etch&rinse adezivlerin dentine olan temel bağlanma mekanizması difüzyondur ve bu da hibridizasyona veya rezinin açığa çıkan kollajen ağının içine olan infiltrasyonuna dayanır (161).

2.14.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

“Self-etch” adeziv sistemlerde “etch&rinse” adeziv sistemlerdeki asitleme ve yıkama işlemleri gerekmemekte ve yüzeyin pürüzlendirilmesi işlemi adezivin içindeki asidik monomerler tarafından gerçekleştirilmektedir. Asitleme ve yıkama işlemlerinin olmaması ile uygulama zamanı azaltılmış, ayrıca tekniğin hassasiyeti ve bu sayede de, uygulama sırasındaki teknik hataların oluşma riski azaltılmıştır.

Self-etch adezivler, iki veya tek aşamalı olarak uygulanan iki farklı gruba ayrılırlar. Adezivin kendi pürüzlendirme etkisi (self-etch etkisi), monomerlere eklenen bir veya daha fazla karboksilik veya fosforik asit grupları ile sağlanır. İçerdikleri asidin pH’sına göre “güçlü” (pH≤1) veya “orta” (pH genellikle 2) olarak iki tipi mevcuttur.

Self-etch adezivler ile smear tabakası uzaklaştırılmaz, ancak adezivin içindeki asidik monomerlerce modifiye edilerek hibrit tabaka ile bağlantı halinde kalır. Kısaca, bu sistemlerde smear tabakası bağlantı ara yüzeyinde kalır (109,162-164).

2.14.3. Cam-İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler diş dokularına herhangi bir yüzey pürüzlendirilmesi gerekmeden kendiliğinden bağlanabilen tek materyallerdir (111). Buna rağmen, zayıf polialkenoik asit ile yüzeyin pürüzlendirilmesi bu materyallerin diş dokularına olan bağlanma dayanıklılığını anlamlı derecede arttırmıştır (165). Bu nedenle cam iyonomer adezivler tek veya iki aşamalı olarak kullanılabilirler. Cam iyonomer adezivlerin bağlanma mekanizması; polialkenoik asidin karboksil grupları ile açığa çıkan kollajen ağı etrafındaki hafif derecede demineralize hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasında meydana gelen kimyasal bağlanma olarak açıklanabilir (111,166-167).

2.15. Adeziv Sistemlerin Değerlendirilmesi

Adeziv sistemlerin performanslarının değerlendirilmesinde en uygun yöntem klinik çalışmalar olsa da, uzun zaman gerektirmeleri ve çok sayıda hastaya ihtiyaç duyulması nedeni ile maliyeti yüksek olan bu çalışmaların gerçekleştirilmesi ve çalışmaya dahil edilen hastaların takibi oldukça zordur (100,120). Ayrıca, klinik çalışmalarda ağız kavitesi içerisindeki agresif, aynı anda ve farklı kuvvetlerin restorasyonlar üzerindeki etkisi nedeniyle, restorasyonlarda oluşan hataların gerçek sebebi belirlenememektedir (111). Ancak, laboratuvar testleri diğer tüm değişkenleri sabit tutarak, tek bir değişkenin etkisini değerlendirmektedir. Genel olarak laboratuvar testleri yeni materyal ve tekniklerin değerlendirilmesinde kolay, hızlı ve kısmen ekonomiktir. Bu sayede, yeni geliştirilmiş bir ürünün, adeziv teknolojilerindeki

hızlı gelişmelere karşın, güncelliğini yitirmeden laboratuvar şartları altında değerlendirilmesi mümkün kılınmaktadır (111).

Rezin-seramik bağlanmasında materyal seçimi ve klinik tavsiyeler, mekanik laboratuvar testlerine dayalı olarak gerçekleştirilmektedir (148). Rezin-seramik bağlanma dayanıklılığının ölçülmesinde kullanılan testler; 3-nokta bükülme testi (flexural ya da bending test), gerilim (tensile) ve makaslama (shear) bağlanma dayanıklılık testleridir (148,168).

Makaslama bağlanma dayanıklılık testi, diş ile restorasyonun bağlanma ara yüzeyine tek noktadan, paralel ve sabit hızda artan bir kuvvet uygulanması esasına dayanır. Bu testler; bağlanma ara yüzeyinde oluşan streslerin homojen olarak dağıtılmaması ve seramik veya diş yapılarında koheziv kırılma tipine neden olması ile eleştirilmektedir (148,169). Buna rağmen, günümüzde geleneksel makaslama bağlanma dayanıklılık testleri halen, diğer yöntemlere göre örneklerinin daha kolay hazırlanması ve deneyin daha kolay yapılabilmesi, ayrıca klinik ortamdaki yük dağılımını iyi taklit edebilmesi nedeniyle en fazla tercih edilen yöntem olma özelliğini korumaktadır (148,169-170).

Ağız içi koşullarında, rezin-seramik bağlanması kimyasal, ısısal ve mekanik etkiler altındadır. Bu koşulların laboratuvar ortamında taklit edilmesi, yeni materyal ve tekniklerin üstünlüğünün anlaşılması ve bu tekniklerin uzun dönem başarısının saptanabilmesi için şarttır. Hazırlanmış örneklerin uzun dönem suda saklanması veya termal siklus işlemi laboratuvar ortamında örneklerin eskitilmesi için adezyon testlerinde kullanılan kabul edilebilir yöntemlerdir (148).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Hacettepe Üniversitesi'nin 30.01.2009 tarihli oluru ile Almanya'nın Münih kentinde bulunan Ludwig-Maximilians Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Hekimliği Bölümü laboratuvarlarında *in vitro* koşullarda yürütülmüştür (Bkz. Ek. 1). Kullanılan tüm cihaz, ekipman ve materyaller ile ilgili konularda eğitim ve laboratuvar desteği Ludwig-Maximilians Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından sağlanmıştır. Almanya'da yürütülen kısım, CED.IADR (Continental European Division of the International Association of Dental Research)'nin verdiği "CED.IADR Visiting Scholar Stipend" ile desteklenmiştir (Bkz. Ek. 2).

Bu araştırma için Hacettepe Üniversitesi Tıbbi, Cerrahi ve İlaç Araştırmaları Yerel Etik Kurulu'ndan 13.09.2007 tarihli toplantıda FON 07/27-42 numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Bkz. Ek. 3).

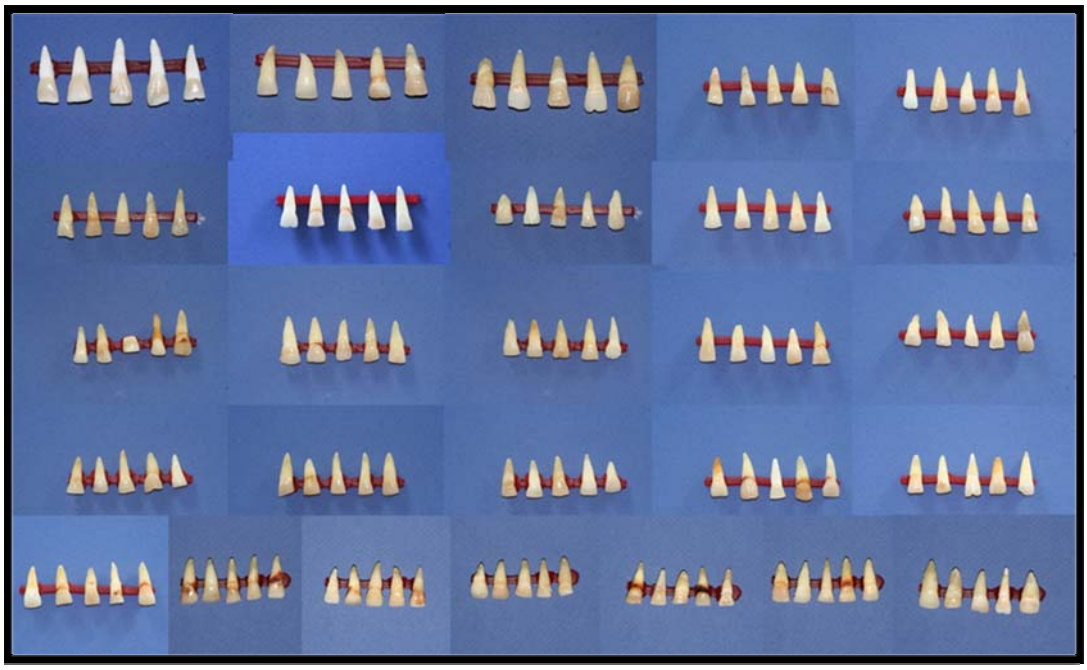
Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Bu çalışmada, son 6 ay içerisinde periodontal nedenlerle çekilmiş, çürüksüz ve kron kısmında herhangi bir defekt içermeyen 135 adet insan üst santral kesici dişi kullanılmıştır (Şekil 3.1.1). Dişler biriktirme süresi boyunca dezenfeksiyon amacı ile %10'luk formol solusyonunda bekletilmiştir. Dişlerin üzerindeki diştaşı, eklentiler ve doku artıkları el aletleri ile uzaklaştırılmış ve dişler deney süresince her hafta tazelenen distile suda bekletilmiştir. Dişler, çürük, çatlak veya defekt içerenlerin ayrılması için büyüteçli gözlük (Hires 2.5, Orascoptic, CA, USA) ile incelenmiştir. Bütün dişlerin kök kısımları, mine-sement sınırından su soğutması altında ve düşük hızda çalışan kesme cihazı (Isomet® Low Speed Saw, Buehler®, Illinois, USA) ile kesilerek uzaklaştırılmıştır.

Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller

Materyal (Üretici Firma)	Uygulama Tekniği	İçerik	Doldurucu Oranı
RelyX™ Veneer **(3M ESPE, Seefeld, Germany)** ***Seri No: 9ER***	Yalnızca ışıkla sertleşir (Light-cured) Tek tüptür Adezivi: Adper Scotchbond 1 XT Silanı: RelyX Ceramic Primer	BISGMA TEGDMA Zirkonyum/Silika Fotoinitiatörler Pigmentler	%66 ağırlıkça %47 hacimce
Variolink Veneer **(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)** ***Seri No: M13040***	Yalnızca ışıkla sertleşir (Light-cured) Tek tüptür Adezivi: Syntac Primer, Syntac Adhesive, Heliobond Silanı: Monobond S	Dimetakrilatlar İnorganik Doldurucular Ytterbium Trifluoride Kataliz ve Stabilizatörler Pigmentler	%60.1 ağırlıkça %40 hacimce
Variolink II **(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)** ***Seri No: K04678[1], K35373[2]***	Hem kimyasal hem ışıkla sertleşir (Dual-cured) İki tüptür, *kataliz* ve *base*'den oluşur Adezivi: Syntac Primer, Syntac Adhesive, Heliobond Silanı: Monobond S	Dimetakrilatlar İnorganik Doldurucular Kataliz ve Stabilizatörler Pigmentler	%73.4 ağırlıkça[1] %46.7 hacimce[1] %77.2 ağırlıkça[2] %52 hacimce[2]
IPS e.max Press **(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)** ***Seri No: M13076***	Lityum-disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiktir Laboratuvarda preslenerek yapılır	SiO2, Li2O K2O, P2O5 ZrO2, ZnO Diğer Oksitler Renk Oksitleri	
[1] Base **[2] Kataliz**			



Şekil 3.1.1. Çalışmada kullanılan dişler

Dişler, rastgele gruplara ayrılarak, preparasyon öncesinde, kırma testi cihazına yerleştirmede standardizasyonu sağlayan silindir metal kalıplara, preparasyon yapılacak yüzeyleri en dışta yer alacak şekilde otopolimerizan akrilik (Technovit 4001, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany) kullanılarak yerleştirilmiştir.

3.2. Dişlerin Preparasyonu

Dişlerin fasiyal yüzeylerinde;

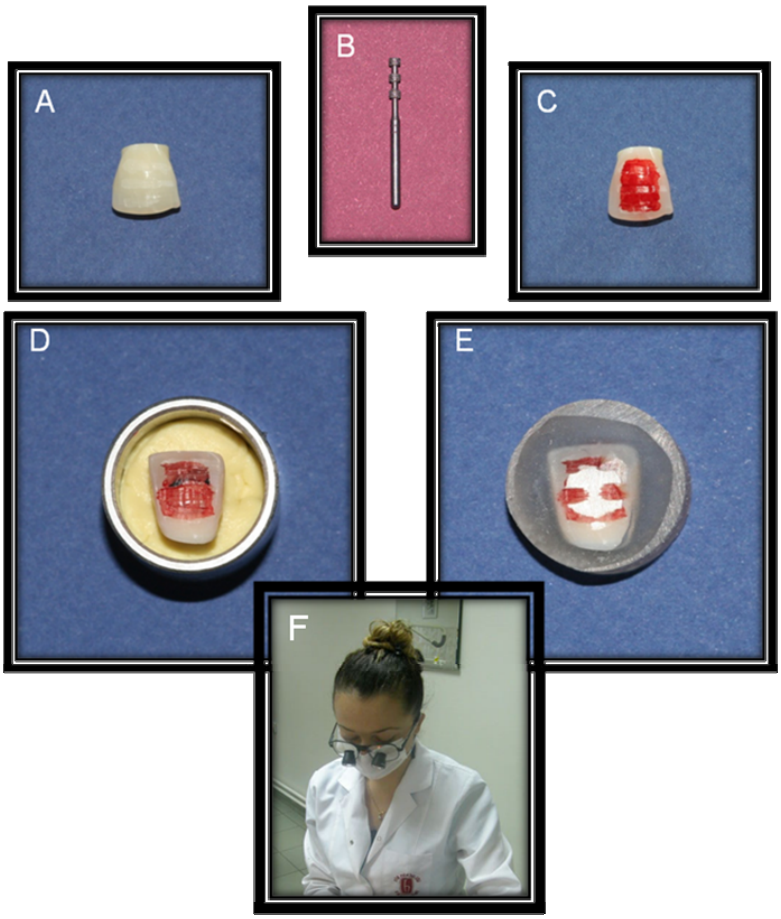
1. Mine içerisinde sınırlı,
2. Dentin içerisinde sınırlı,
3. Bir kısmı mine bir kısmı dentin içerisinde sınırlı kalacak şekilde,

üç farklı preperasyon yapılmıştır. Preparasyon sırasında, mine ve dentin dokularının ayırt edilmesi amacı ile büyüteçli gözlük (Hires 2.5, Orascoptic,

CA, USA) kullanılmıştır. Preparasyonlar, dişlerin sadece fasiyal yüzeylerini içermektedir.

3.2.1. Mine Preparasyonu

Dişlerin fasiyal yüzeylerinde ilk olarak derinlik belirleyici başlangıç frezleri (Diatech, Coltĕne/Wholedent AG,Switzerland/834-016-6,8ML) ile 0.5 mm derinliğinde oluklar oluşturulmuştur. Dişin fasiyal yüzeyi, suda çözülmeyen renkli kalem ile tamamen boyandıktan sonra fasiyal yüzeyi dış tarafta olacak şekilde akrilik kalıba gömülmüştür (Şekil 3.2.1.1).



Şekil 3.2.1.1. Dişlerin hazırlanması ve akril kalıba gömülmesi

A: 0.5 mm derinliğinde başlangıç oluklarının oluşturulması, B: Derinlik belirleyici başlangıç frezi, C: Yüzeyin boyanması, D:Dişin metal kalıba yerleştirilmesi, E: Dişin akrilik kalıba gömülmesi ve yüzey preparasyonunun başlaması, F: Preparasyon sırasında büyüteçli gözlük ile çalışma

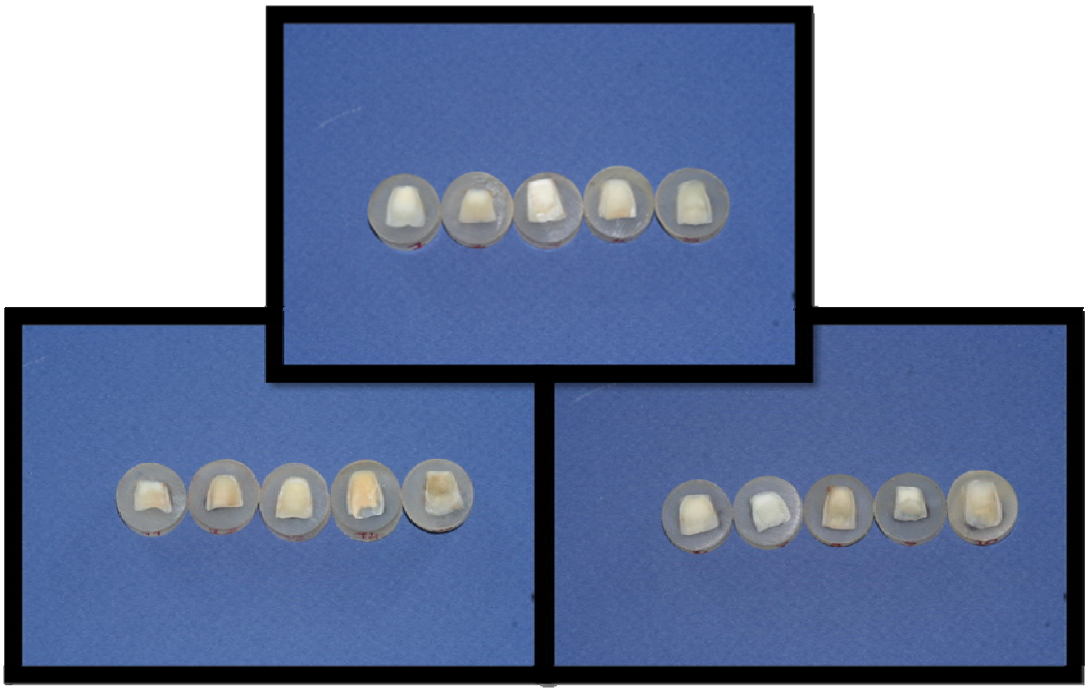
Akril kalıp içerisindeki dişin fasiyal yüzeyindeki preparasyon, sırasıyla 120 ve 400 gritlik silikon karbit polisaj kağıtlarının yerleştirildiği polisaj cihazı ile (Leco® VP 100, Leco Instrumente GmbH, Germany) yapılmıştır. Preparasyona, fasiyal yüzeyin orta 1/3 bölümündeki renkli kısımda en az 5 mm çapında dairesel bir düz alan elde edilinceye kadar devam edilmiştir (Şekil 3.2.1.1.E). Beş mm'lik dairesel alanların standardizasyonu için sürgülü milimetrik cetvel (kumpas) kullanılmıştır. Böylece, 4 mm çapındaki seramik örneklerin diş dokularına bağlanması için yeterli alan sağlanmıştır. Bu şekilde preperasyonun sadece mine içerisinde kalması ve başlangıç olukları ile oluşturulan 0.5 mm derinliğin korunması sağlanmıştır. Toplam 45 dişe bağlanma alanının tamamı mine içerisinde kalacak şekilde preparasyon yapılmıştır (Şekil 3.2.1.2).

Şekil 3.2.1.2. Mine düzeyinde preparasyon yapılan bir grubun görünümü

3.2.2. Dentin Preparasyonu

Akrilik kalıba fasiyal yüzeyi en dışa bakacak şekilde gömülen dişin fasiyal yüzeyindeki preperasyona, dentine ulaşılıncaya kadar kontrollü olarak devam edilmiştir. Preparasyon sırasıyla 120 ve 400 gritlik silikon karbit polisaj

kağıtlarının yerleştirildiği polisaj cihazı ile (Leco® VP 100, Leco Instrumente GmbH, Germany) yapılmıştır. Preparasyona, fasiyal yüzeyin orta 1/3 bölümündeki dentinde yaklaşık 5 mm çapında dairesel düz bir alan elde edilinceye kadar devam edilmiştir. Beş mm'lik dairesel alanların standardizasyonu için sürgülü milimetrik cetvel (kumpas) kullanılmıştır. Böylece, 4 mm çapındaki seramik örneklerin diş dokularına bağlanması için yeterli alan sağlanmıştır. Toplam 45 dişe bağlanma alanının tamamı dentin içerisinde kalacak şekilde preparasyon yapılmıştır (Şekil 3.2.2.1).

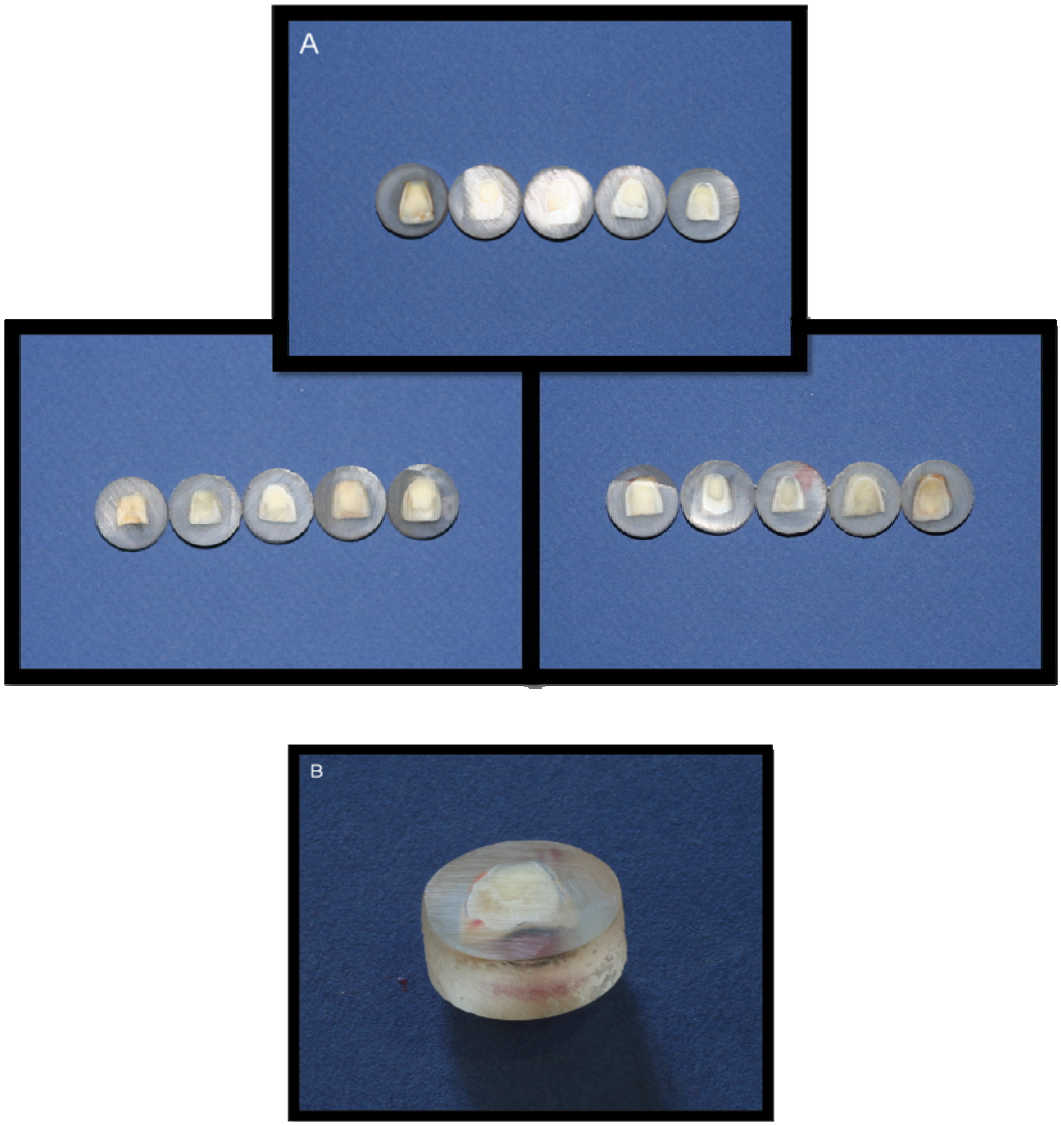


Şekil 3.2.2.1. Dentin düzeyinde preparasyon yapılan bir grubun görünümü

3.2.3. Mine-Dentin Preparasyonu

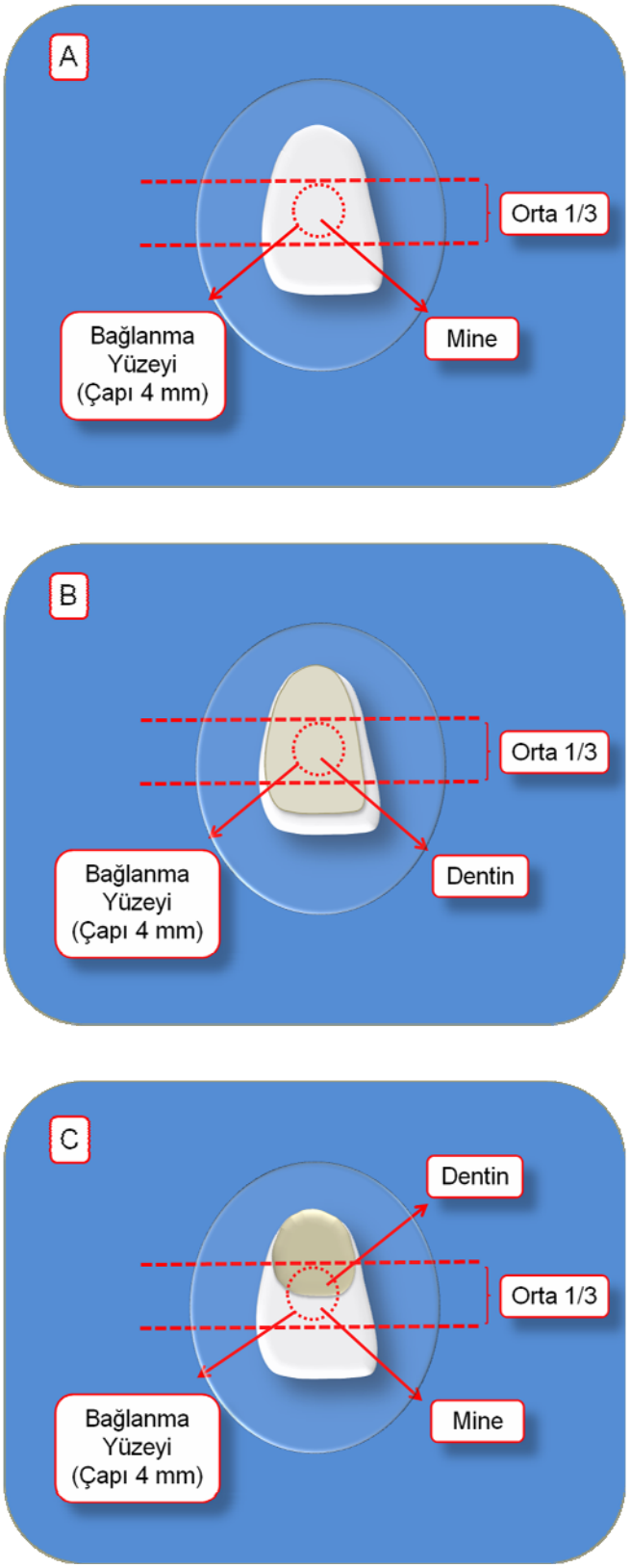
Akrilik kalıba fasiyal yüzeyi en dışa bakacak şekilde gömülen dişin fasiyal yüzeyinde mine içerisinde başlayan preparasyona, dentin açığa çıkana kadar ve yapışma alanının yarısı dentinde yarısı minede olacak şekilde kontrollü olarak devam edilmiştir. Preparasyon sırasıyla 120 ve 400 gritlik silikon karbit polisaj kağıtlarının yerleştirildiği polisaj cihazı ile (Leco® VP 100, Leco Instrumente GmbH, Germany) yapılmıştır. Preparasyona, ilk olarak servikal

bölgede açığa çıkan dentin dişin fasiyal yüzeyinin yaklaşık olarak yarısına ulaşıncaya kadar devam edilmiştir. 45 dişe yapışma alanının bir kısmı dentin, bir kısmı mine içerisinde kalacak şekilde preparasyon yapılmıştır (Şekil 3.2.3.1).



Şekil 3.2.3.1. A: Mine-Dentin düzeyinde preparasyon yapılan bir grubun görünümü B: Bir örneğin yüzeyinde mine ve dentin dokularının sınırı

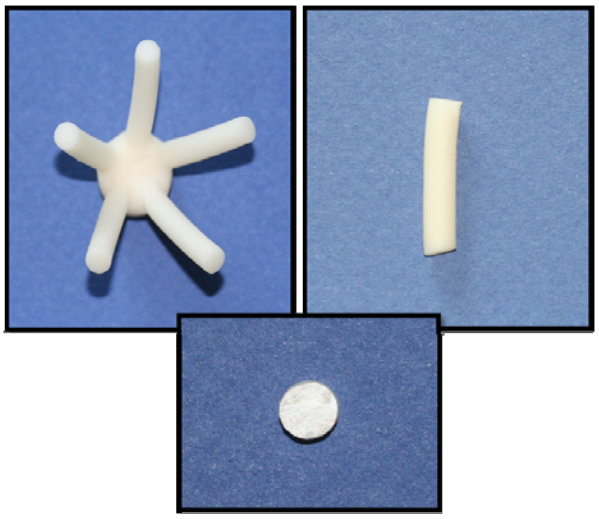
Çalışmada yer alan 3 farklı preparasyon grubundaki mine, dentin ve mine-dentin kompleksi düzeyinde yapılan preparasyonlar şekil 3.2.3.2'de şema ile gösterilmiştir.



Şekil 3.2.3.2. Mine (A), dentin (B) ve mine-dentin kompleksi (C) düzeyinde yapılan preparasyonların şematik görünümü

3.3. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada, A1 renginde ve düşük translusensiye sahip, preslenebilir bir lityum disilikat seramik olan IPS e.max seramik (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır. 4 mm çapındaki fabrikasyon mum silindirleri 2 cm uzunluğunda kesilerek revetman (Starvest®-SOFT-3 investment, Weber Dental, Stuttgart, Germany) modele alınmıştır. Revetman model bir fırında (Type CL-V2; Heraus Kulzer, Hanau, Germany) sırasıyla; 60 dakika 800 ^{o}C' de, 30 dakika 600 ^{o}C' de ve 60 dakika 850 ^{o}C' de yakılmış ve mum uzaklaştırılmıştır. Revetman model ve IPS e.max Press seramik blokları (*ingotlar*) seramik fırınına (EP 500; IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilmiş ve bu fırındaki program 16 (60 dakika-930 ^{o}C) kullanılarak seramik revetman içerisine otomatik olarak preslenmiştir. Şekil 3.3.1, presleme sonrası revetmandan uzaklaştırılan seramik silindirleri göstermektedir. Bir dökümden elde edilen seramik silindirler birbirinden elde uygulanan separe ile ayrıldıktan sonra her bir silindir düşük hızda çalışan elmas testere (Isomet® Low Speed Saw, Buehler®, Illinois, USA) kullanılarak su altında 2 mm' lik dilimler halinde kesilerek, 4 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde seramik diskler elde edilmiştir (Şekil 3.3.1). Elde edilen seramik disklerin, 120 gritlik silikon karbit kağıdın yerleştirildiği polisaj cihazı ile (Leco® VP 100, Leco Instrumente GmbH, Germany) ile polisajı yapılmıştır.



Şekil 3.3.1. Seramik disklerin hazırlanması

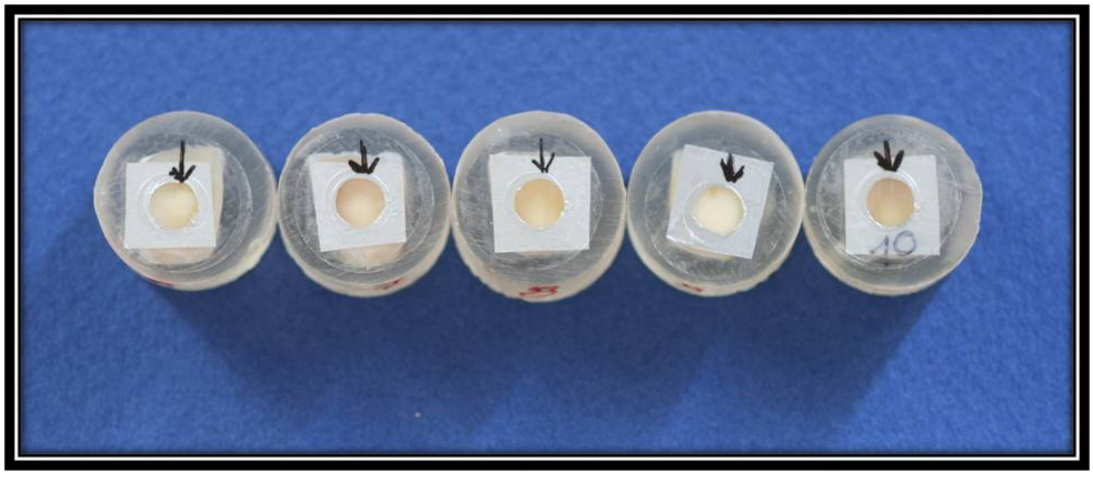
3.4. Seramik Örneklerin Dişlere Adeziv Simantasyonu

Çalışmada kullanılan tüm materyaller üretici firmaların önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Bu çalışmada seramik örneklerin diş yüzeyine simantasyonunda 3 farklı rezin siman sistemi kullanılmıştır;

1. RelyX Veneer (3M ESPE, Seefeld, Germany): Işıkla polimerize olan yapıştırıcı rezin (Light-cured),
2. Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): Işıkla polimerize olan yapıştırıcı rezin (Light-cured),
3. Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan yapıştırıcı rezin (Dual-cured).

3.4.1. Bağlanma Yüzeylerinin Hazırlanması

Prepare edilen diş yüzeyleri, yapışma alanının çapı ile aynı olarak çapı 4mm' lik daire şeklinde boşluk içeren alüminyum folyo kağıdı ile kaplanmıştır. Herbir örneğin yüzeyini kaplayan alüminyum folyo, o örneğe simante edilecek seramik diske özel olarak kesilerek hazırlanmıştır. Karışıklık olmaması için, her bir örnek numaralandırılmıştır (Şekil 3.4.1.1).



Şekil 3.4.1.1. Alüminyum folyo ile kaplanan adezyon yüzeylerinin görünümü

3.4.2. Asitle Pürüzlendirme ve Yıkama İşlemleri

Mine preparasyonu yapılan gruptaki dişlerin yapışma yüzeylerine 30 saniye, dentin preperasyonu yapılan gruptaki dişlerin yapışma yüzeylerine 15 saniye %37 lik fosforik asit jel (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmıştır. Mine-dentin preparasyonu yapılan gruptaki dişlerin yapışma yüzeylerinde ise öncelikle mineye 15 saniye ortofosforik asit uygulandıktan sonra, asit tüm yüzeye sürülerek 15 saniye beklenmiştir. Ardından yüzey akan su altında 20 saniye yıkanmış ve 5 sn yağsız bir hava ile kurutulmuştur. Dentin yüzeylerinin, hafif nemli bir pamuk pelet yardımı ile nemli kalması sağlanmıştır.

Seramik örneklerin yapışma yüzeyleri %5' lik hidroflorik asit jel ile (Vita Ceramics Etch, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) 60 sn süreyle pürüzlendirilmiş, ardından 60 sn süreyle akan su altında yıkanarak 5 sn yağsız bir hava ile kurutulmuştur.

3.4.3. Seramik Örneklerin Dişlere RelyX Veneer ile Simantasyonu

Seramik örneklerin bağlanma yüzeylerine silan (RelyX Ceramic Primer, 3M ESPE, Seefeld, Germany) 60 saniye süre ile uygulanmış ve 5 sn hava sıkılarak kurutulmuştur. Asitle pürüzlendirilen diş yüzeylerine fırçayla bonding ajan (Adper Scotchbond 1XT, 3M ESPE, Seefeld, Germany) 2 kat halinde 10 saniye uygulanmış ve 5 sn hava sıkılarak bonding ajanın yüzeye yayılması sağlanmıştır. Silan uygulanan seramik örneğin bağlanma yüzeyine bonding ajan 2 kat halinde 10 saniye uygulanmış ve 5 sn hava sıkılmıştır. Daha sonra ışıkla polimerize olan yapıştırıcı rezin (RelyX Veneer, 3M ESPE, Seefeld, Germany) tüpten direkt olarak sıkılarak seramiğin yapışma yüzeyine uygulanmıştır. Seramik örnek, bir presel ile hazırlanan yüzeye yerleştirilerek hafif bir basınç ile yerine sabitlendikten sonra, fazla siman bir fırça yardımı ile uzaklaştırılmıştır. Seramiğin tam üzerinden ve seramiği ortalayacak şekilde 30 saniye süreyle bir LED ışık cihazı (Bluephase®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 1200mW/cm^2) kullanılarak polimerizasyon sağlanmıştır.

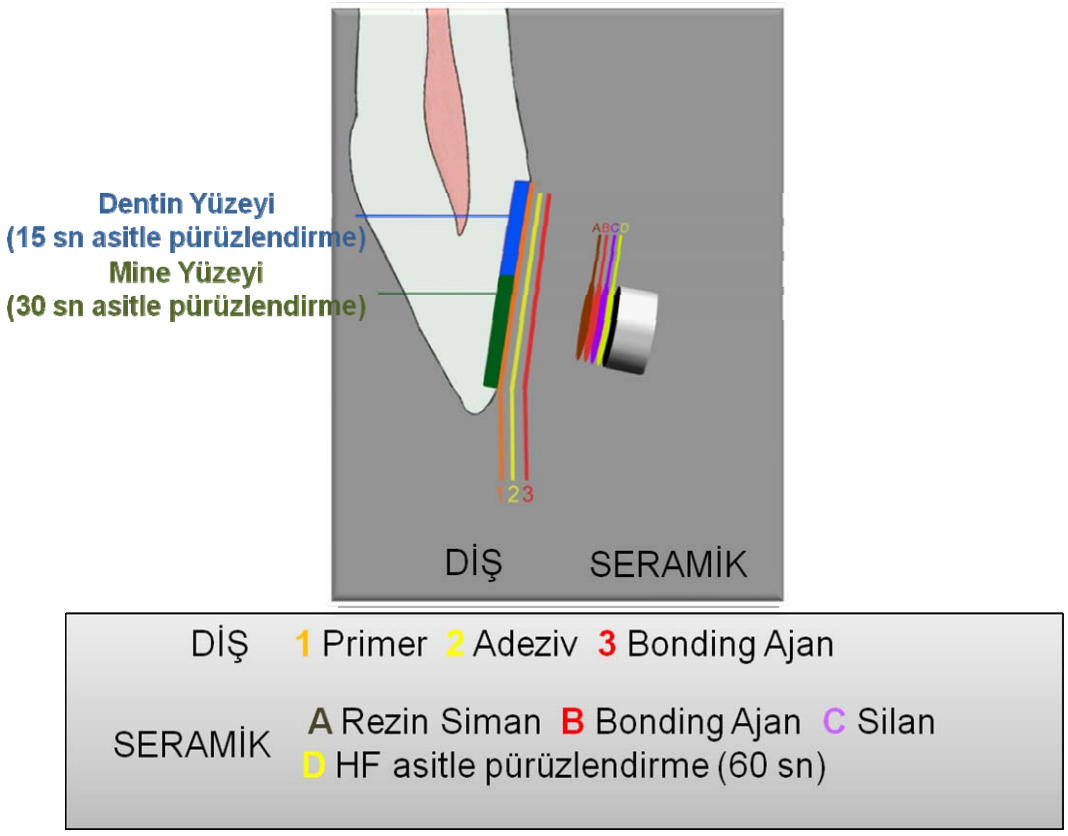
3.4.4. Seramik Örneklerin Dişlere Variolink Veneer ile Simantasyonu

Seramik örneklerin bağlanma yüzeylerine silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 60 saniye süre ile uygulanmış ve 2-5 sn hava sıkılarak kurutulmuştur. Asitle pürüzlendirilen diş yüzeylerine fırçayla primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 15 sn süre ile uygulanarak, 10 sn hava sıkılmış ve primerin yüzeye yayılması sağlanmıştır. Daha sonra başka bir fırçayla adeziv (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 10 sn süre ile uygulanmış ve 10 sn hava sıkılmıştır. Son olarak, başka bir fırçayla bonding ajan (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 10 sn uygulanmış ve 2-3 sn hava sıkılarak bonding ajanın yüzeye yayılması sağlanmıştır. Silan uygulanan seramik örneğin bağlanma yüzeyine bonding ajan 10 saniye uygulanmış ve 2-3 sn hava sıkılmıştır. Işıkla polimerize olan yapıştırıcı rezin (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tüpten direkt olarak sıkılarak seramiğin yapışma yüzeyine uygulanmıştır. Seramik örnek, bir presel ile hazırlanan yüzeye yerleştirilerek hafif bir basınç ile yerine sabitlendikten sonra, fazla siman bir fırça yardımı ile uzaklaştırılmıştır. Seramiğin tam üzerinden ve seramiği ortalayacak şekilde 30 saniye süreyle bir LED ışık cihazı (Bluephase®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 1200mW/cm^2) kullanılarak polimerizasyon sağlanmıştır.

3.4.5. Seramik Örneklerin Dişlere Variolink II ile Simantasyonu

Seramik örneklerin bağlanma yüzeylerine silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 60 saniye süre ile uygulanmış ve 2-5 sn hava sıkılarak kurutulmuştur. Asitle pürüzlendirilen diş yüzeylerine fırçayla primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 15 sn süre ile uygulanarak, 10 sn hava sıkılmış ve primerin yüzeye yayılması sağlanmıştır. Daha sonra başka bir fırçayla adeziv (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 10 sn süre ile uygulanmış ve 10 sn hava sıkılmıştır. Son olarak, başka bir fırçayla bonding ajan (Heliobond, Ivoclar

Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 10 sn uygulanmış ve 2-3 sn hava sıkılarak bonding ajanın yüzeye yayılması sağlanmıştır. Silan uygulanan seramik örneğin bağlanma yüzeyine bonding ajan 10 saniye uygulanmış ve 2-3 sn hava sıkılmıştır. Daha sonra temiz bir karıştırma kağıdı üzerinde eşit miktarda hazırlanan yapıştırıcı rezinin kataliz ve base bileşenleri (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) karıştırılarak seramiğin yapışma yüzeyine uygulanmıştır. Seramik örnek, bir presel ile hazırlanan yüzeye yerleştirilerek hafif bir basınç ile yerine sabitlendikten sonra, fazla siman bir fırça yardımı ile uzaklaştırılmıştır. Seramiğin tam üzerinden ve seramiği ortalayacak şekilde 30 saniye süreyle bir LED ışık cihazı (Bluephase®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 1200mW/cm^2) kullanılarak polimerizasyon sağlanmıştır. Şekil 3.4.5.1'de simantasyon işleminden önceki yüzey işlemleri özetlenmiştir. Şekil 3.4.5.2'de seramik örneklerin diş yüzeylerine simantasyonundan sonra, örneklerin görünümünü göstermektedir.

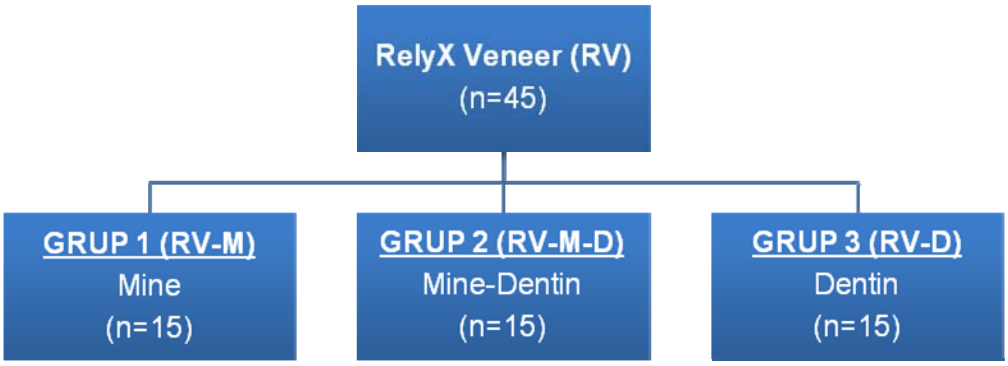


Şekil 3.4.5.1. Simantasyondan hemen önce diş ve seramik yüzeylerinin hazırlanma aşamalarının şematik olarak gösterilmesi

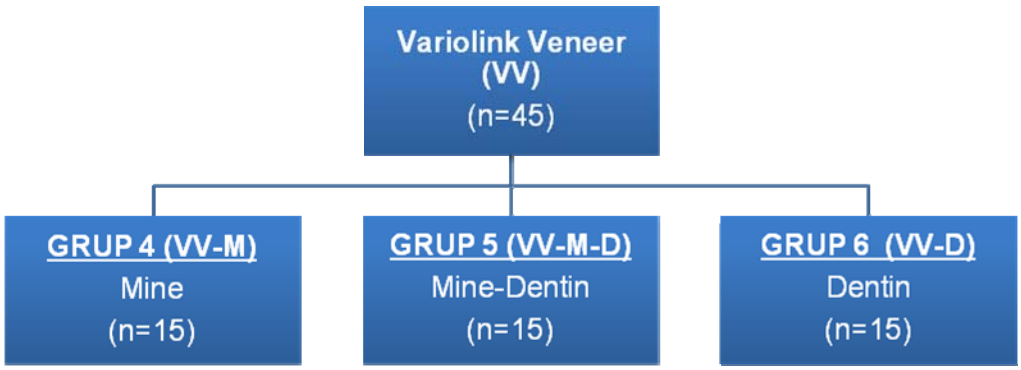
Şekil 3.4.5.2. Simantasyonu tamamlanmış seramik örneklerin görünümü

3.5. Grupların Oluşturulması ve Sınıflandırılması

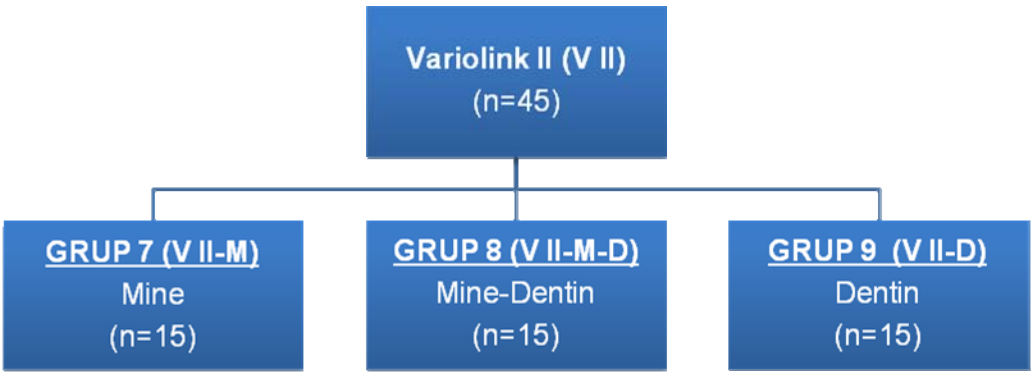
Deney protokolüne göre, farklı rezin simanlar ile grupların oluşturulması ve dağılımı Şekil 3.5.1, 3.5.2, ve 3.5.3 ile gösterilmiştir.



Şekil 3.5.1. RelyX Veneer ile grupların dağılımı

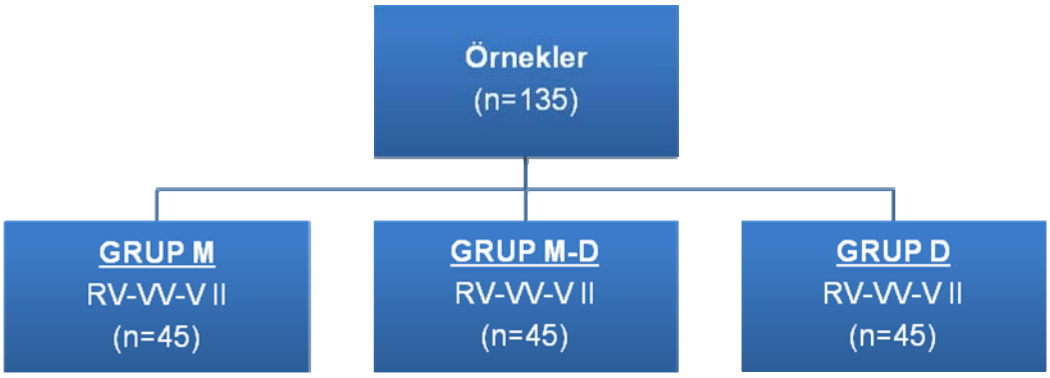


Şekil 3.5.2. Variolink Veneer ile grupların dağılımı



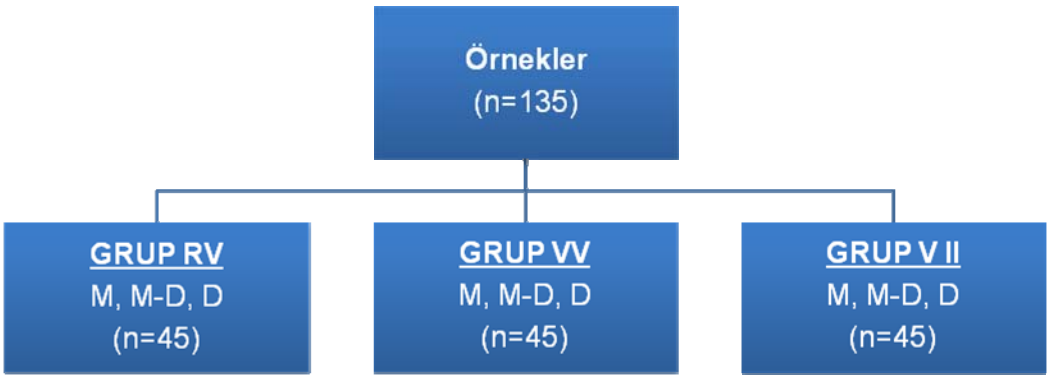
Şekil 3.5.3. Variolink II ile grupların dağılımı

Diş yüzeylerine göre grupların oluşturulması şekil 3.5.4' de gösterilmiştir.



Şekil 3.5.4. Grupların diş yüzeylerine göre oluşturulması

Siman tiplerine göre grupların oluşturulması şekil 3.5.5' de gösterilmiştir.



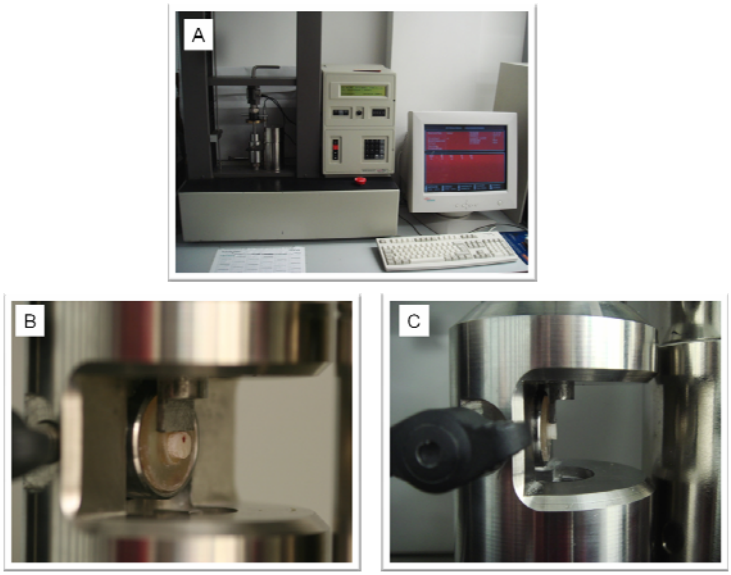
Şekil 3.5.5. Grupların siman tiplerine göre oluşturulması

3.6. Termal Siklus

Restorasyonu tamamlanan tüm örnekler, 37°C' de distile su içerisinde 24 saat süre ile bekletilmiştir. Tüm örneklere 5°C ve 55 ^{o}C' de 5000 kez termal siklus işlemi otomatik bir cihaz (Willytec, Dental Research Division, Munich, Germany) kullanılarak uygulanmıştır. Dişler her sıcaklık derecesinde 30 saniye, iki ısı derecesi arasında ise 5 saniye süre ile bekletilmiştir.

3.7. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Bağlanma dayanıklılığı testi süresince tüm örnekler, nemini kaybetmemesi için 37°C' de distile suda bekletilmiştir. Testten önce, örnekler üzerinde sonradan yapılacak incelemelerde kuvvetin gelme yönünün belirlenmesi için, kesme ucunun geleceği yön seramiğin ve dişin üzerinde sabit bir kalem ile işaretlenmiştir. Seramik silindirlerin çapı işaretin olduğu yönden başlanarak vertikal (d1) ve horizontal (d2) olarak iki noktadan ölçülmüş ve kaydedilmiştir. İşaretin olduğu bölgeye kesme ucunun rastlayacağı şekilde örnek üniversal test makinesine (MCE 2000ST, Quicktest Prüfpartner GmbH, Langenfeld, Germany) hareket etmeyecek şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.7.1).



Şekil 3.7.1. A: Üniversal test makinesi (MCE 2000ST, Quicktest Prüfpartner GmbH, Langenfeld, Germany), B ve C: Test makinesine yerleştirilen ve sabitlenen örneğin görünümü

Örneklere kırılma meydana gelinceye kadar 0.5 mm/dk hızda çalışan üniversal test makinesi ile sürekli artan kuvvet uygulanmıştır. Her örnekte kırılmanın meydana geldiği kuvvet Newton (N) olarak kaydedilmiştir. Seramik örneklerin yapışma alanları (A) tek tek aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır:

$$A = 3.14x((d1+d2)/4)^2$$

Her örnekte kırılmanın meydana geldiği Newton birimi Megapaskal (MPa) olarak aşağıdaki formüle göre hesaplanmış ve kaydedilmiştir:

$$MPa = N/A$$

3.8. Kırılma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi

Kırılma yüzeyleri stereomikroskop (ZEISS, Axioskop 2 MAT, Oberkochen, Germany) altında 2.5×/0.075 büyütmede incelenmiştir (Şekil 3.8.1). Kırılma tipleri:

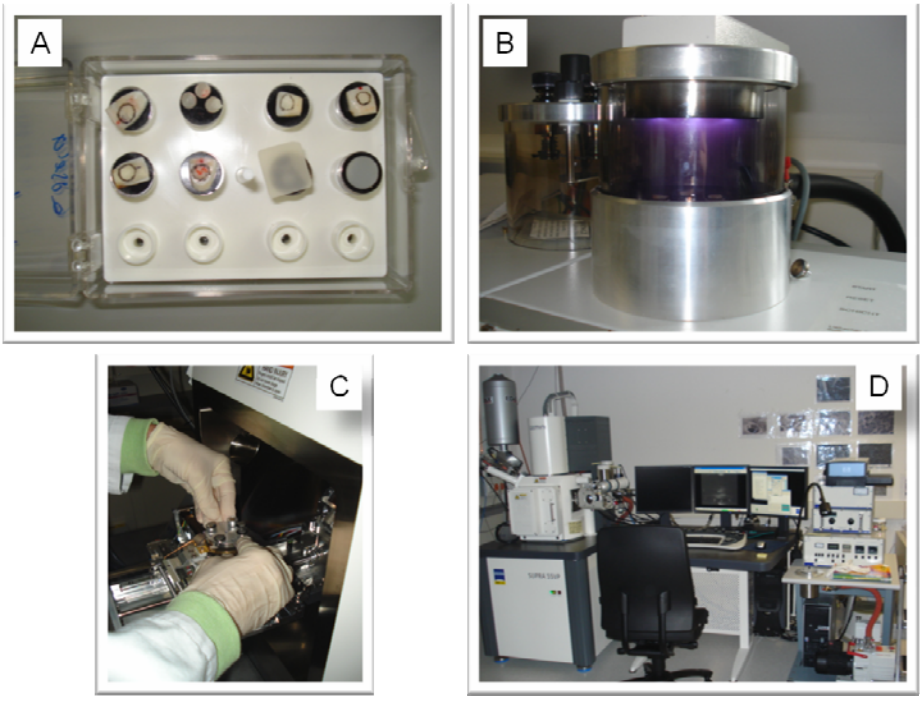
Adeziv: Bağlanma arayüzeyinde adeziv rezinde başarısızlık,

Karma: Adeziv rezin-diş dokuları-seramik materyalde karma başarısızlık,

Koheziv: Diş dokularında veya seramik materyalde başarısızlık olarak sınıflandırılmıştır.

Şekil 3.8.1. Kırılma yüzeylerinin değerlendirilmesinde kullanılan stereomikroskop (ZEISS, Axioskop 2 MAT, Oberkochen, Germany)

Her gruptan seçilen birer örnekten SEM (ZEISS, SUPRA® 55VP, Oberkochen, Germany) görüntüleri alınmıştır. Görüntüler alınmadan önce örnekler altın ile kaplanmıştır (Şekil 3.8.2).



Şekil 3.8.2. A: Örneklerin altınla kaplanması için taşıyıcıya yerleştirilmesi, B: Örneklerin altınla kaplanması, C: Altınla kaplanan örneklerin tarama elektron mikroskobuna yerleştirilmesi, D: Tarama elektron mikroskobu (SEM)

3.9. İstatistiksel Değerlendirme

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Elde edilen veriler Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve Tukey HSD post hoc-test ($p = 0.05$) ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir (SPSS 17.0). Weibull analizi (Genelleştirilmiş doğrusal modeller, General Linear Model) kullanılarak diş yapısı, rezin siman, ve her ikisinin birlikte bağlanma dayanıklılığı ve kırılma tipi üzerine olan etkisi istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

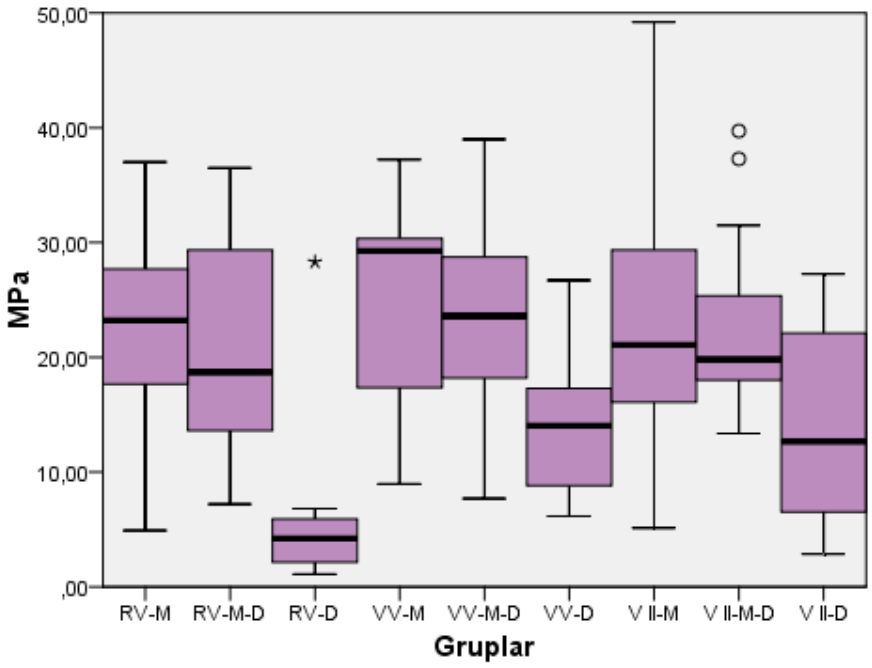
Çalışmada yer alan bütün deney gruplarının makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri Tablo 4.1.1 ve Şekil 4.1.1' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.1. Grupların ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa)

Gruplar	Örnek Sayısı (n)	Ortalama ± Standart Sapma (MPa±SS)
Grup 1 (RV-M)	15	22.46±9.2 [ab]
Grup 2 (RV-M-D)	15	20.73±9.2 [ab]
Grup 3 (RV-D)	15	5.42±6.6 [c]
Grup 4 (VV-M)	15	24.76±8.8 [a]
Grup 5 (VV-M-D)	15	23.97±9.5 [ab]
Grup 6 (VV-D)	15	13.84±6.2 [bc]
Grup 7(V II-M)	15	23.64±13.1 [ab]
Grup 8 (V II-M-D)	15	23.01±7.8 [ab]
Grup 9 (V II-D)	15	13.78±8.8 [bc]

[*]Değişik üst yazı harfleri gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir (p<0.05).

Tek yönlü varyans analizine (Oneway ANOVA) göre 9 deney grubu homojen dağılım göstermektedir. Gruplar arasında Tukey-HSD çoklu karşılaştırma testi ile yapılan ikili karşılaştırmada, seramiklerin Variolink Veneer ile mine yüzeyine bağlandığı Grup 4 (VV-M) en yüksek bağlanma dayanıklılık değerini (24.76 ±8.8 MPa), buna karşılık seramiklerin RelyX Veneer ile dentin yüzeyine bağlandığı Grup 3 (RV-D) en düşük bağlanma dayanıklılık değerini göstermiştir (5.42±6.6 MPa). Tablo 4.1.1' de aynı üst yazı ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur (p>0.05).



Şekil 4.1.1. Grupların makaslama bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafik ile gösterilmesi

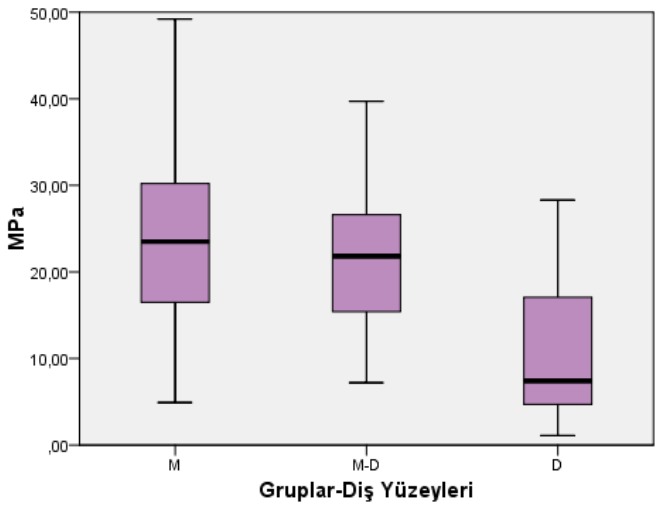
Diş yüzeylerine göre yapılan sınıflandırmada tek yönlü varyans analizi ile gruplar karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur (p<0.05). Tukey-HSD çoklu karşılaştırma testi ile yapılan ikili karşılaştırmada Grup I (Mine) ve II (Mine-Dentin) arasında istatistiksel olarak

anlamlı bir farklılık gözlenmezken, Grup III (Dentin) diğer iki gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır ve bağlanma dayanıklılığı diğer iki gruptan daha düşüktür (Tablo 4.1.2 ve Şekil 4.1.2).

Tablo 4.1.2. Diş yüzeylerine olan ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa)

Gruplar	Örnek Sayısı (n)	Ortalama ± Standart Sapma (MPa±SS)
M	45	23.62±10.41 [x]
M-D	45	22.57±8.78 [x]
D	45	11.01±8.18 [y]

[*]Değişik üst yazı harfleri gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir (p<0.05).



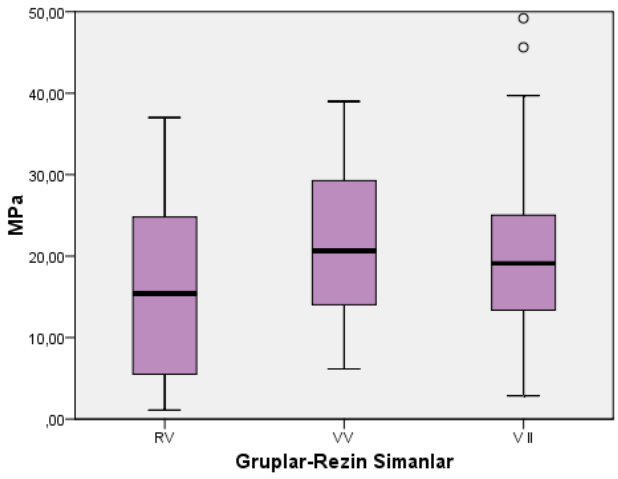
Şekil 4.1.2. Diş yüzeylerine olan makaslama bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafik ile gösterilmesi

Rezin simanlara göre yapılan sınıflandırmada gruplar, tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (p=0.086>0.05) (Tablo 4.1.3 ve Şekil 4.1.3).

Tablo 4.1.3. Rezin simanların ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa)

Gruplar	Örnek Sayısı (n)	Ortalama ± Standart Sapma (MPa±SS)
RV	45	20.14±10.97 [t]
VV	45	20.86±9.54 [t]
V II	45	16.20±11.32 [t]

[*]**Aynı üst yazı harfleri gruplar arası anlamlı farklılık olmadığını göstermektedir (p>0.05).**



Şekil 4.1.3. Rezin simanların makaslama bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafik ile gösterilmesi

Genelleştirilmiş doğrusal modeller yaklaşımı ile materyal, diş yüzeyi ve materyal-diş yüzeyi'nin birlikte makaslama bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisi istatistiksel olarak değerlendirilmiştir (Tablo 4.1.4). Materyal ve diş yüzeyi ayrı birer etken olarak değerlendirildiğinde makaslama bağlanma değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkiye sahiptir ($p<0.05$). Buna rağmen, materyal-diş yüzeyi birlikte değerlendirildiğinde makaslama bağlanma dayanıklılığı üzerine istatistiksel olarak anlamlı etkisi yoktur ($p>0.05$). Eta-kare değerlerine göre, diş yüzeyinin makaslama bağlanma dayanıklılığı üzerine olan etkisi materyale göre daha fazladır (Tablo 4.1.4).

Tablo 4.1.4. Çalışmada yer alan parametrelerin makaslama bağlanma dayanıklılığı (MPa) üzerine olan etkisi

Etken	Bağlı Değişken	Anlamlılık Değeri (p)	Eta-kare
Materyal	MPa	0.034	0.052
Diş Yüzeyi	MPa	0.001	0.3
Materyal-Diş Yüzeyi	MPa	0.528	0.025

***Eta-kare değeri ne kadar fazla ise etkenin MPa üzerindeki etkisi o kadar fazladır.**

$p<0.05$ ise istatistiksel olarak anlamlı etkiye sahiptir.

4.2. Kırılma Tipi Analizi Bulguları

Makaslama bağlanma dayanıklılık testinde yer alan 9 grupta oluşan kırılma tipleri ve dağılımları Tablo 4.2.1'de verilmiştir. Grup 1 ve 4'de karma tipi kırılma adeziv tipi kırılmaya göre daha fazla gözlenmiştir. Diğer bütün gruplarda en fazla adeziv tipi kırılma gözlenmiştir. Grup 1, 2 ve 8'de 1'er örnekte olmak üzere toplam 3 örnekte koheziv tipi kırılma gözlenmiştir. Üç

örnekte gözlenen bu koheziv tipi kırılma diş yapısında kırılma olarak gerçekleşmiştir.

Tablo 4.2.1. Gruplarda oluşan kırılma tipleri ve kırılma tiplerinin yüzde olarak gösterilmesi

	Adeziv	Karma	Koheziv
Grup 1	5 %33.3	9 %60	1 %6.7
Grup 2	9 %60	5 %33.3	1 %6.7
Grup 3	15 %100	0	0
Grup 4	6 %40	9 %60	0
Grup 5	15 %100	0	0
Grup 6	15 %100	0	0
Grup 7	15 %100	0	0
Grup 8	14 %93.3	0	1 %6.7
Grup 9	15 %100	0	0

Genelleştirilmiş doğrusal modeller yaklaşımı ile materyal, diş yüzeyi ve materyal-diş yüzeyi'nin birlikte kırılma tipi üzerine etkisi istatistiksel olarak

değerlendirilmiştir (Tablo 4.2.2). Kırılma tipi üzerine her üç etkenin de istatistiksel olarak anlamlı etkisi vardır ($p<0.05$). Tablo 4.2.2'de verilen eta-kare değerleri ne kadar yüksek ise etkenin kırılma tipi üzerindeki etkisi o kadar fazladır.

Tablo 4.2.2. Çalışmada yer alan parametrelerin kırılma tipi üzerine olan etkisi

Etken	Bağlı Değişken	Anlamlılık Değeri (p)	Eta-kare
Materyal	Kırılma Tipi	0.001	0.184
Diş Yüzeyi	Kırılma Tipi	0.001	0.266
Materyal-Diş Yüzeyi	Kırılma Tipi	0.001	0.181

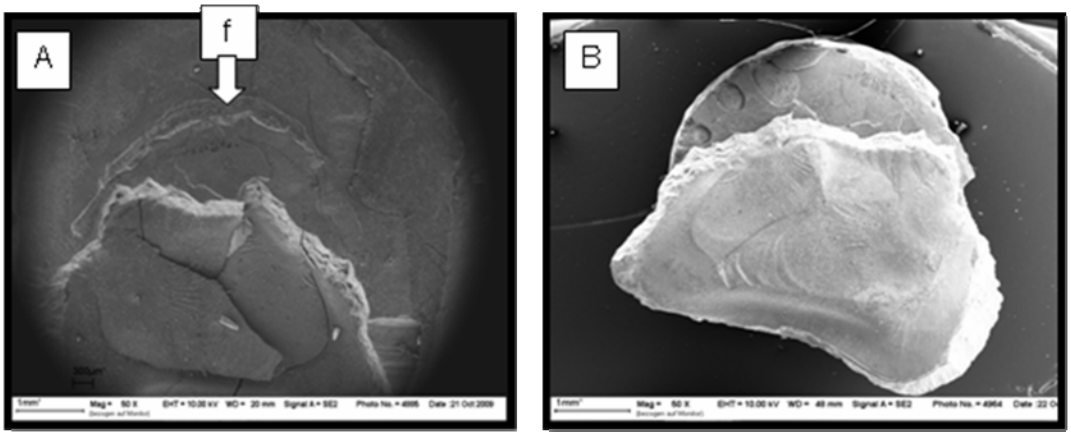
***Eta-kare değeri ne kadar fazla ise etkenin kırılma tipi üzerindeki etkisi o kadar fazladır.**

p<0.05 ise istatistiksel olarak anlamlı etkiye sahiptir.

4.3. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

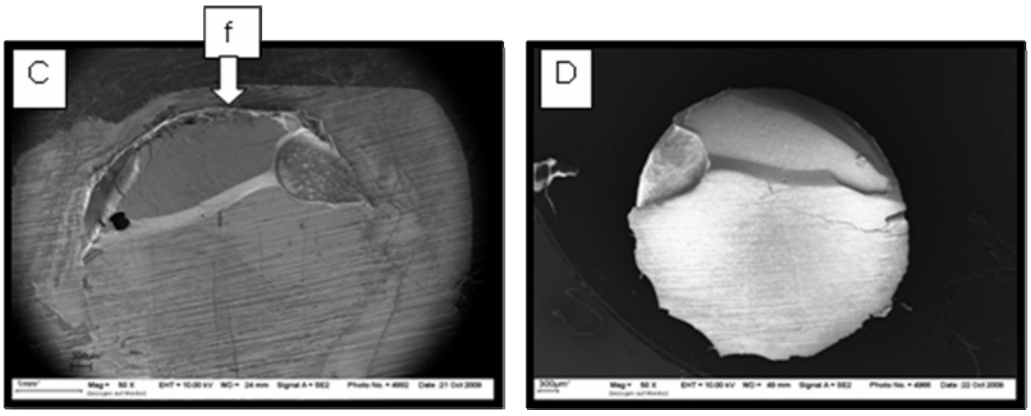
4.3.1. Mine Yüzeyine Bağlanan Grupların SEM Bulguları

Şekil 4.3.1.1'de seramiklerin mine yüzeyine RelyX Veneer rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 1' e ait bir örnekte meydana gelen karma tipi kırılma görülmektedir. Başlangıçta kırılma adeziv olarak başlamış ancak, yapışma yüzeyinde kuvvetin (f) uygulama yönünün daha alt taraflarında diş yapısında kırılma olarak devam etmiştir. Yapışma yüzeyinin yarısı adeziv kırılma olarak gerçekleştiği için karma olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 4.3.1.1).



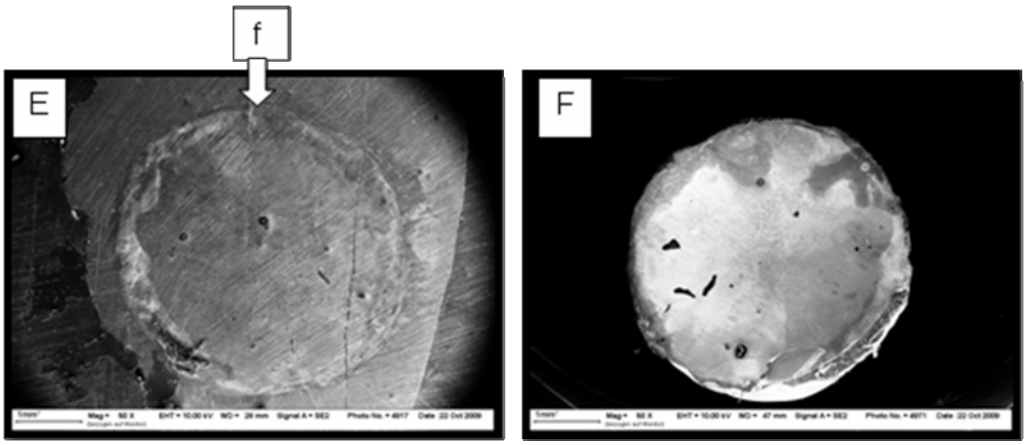
Şekil 4.3.1.1. Grup 1 (RV-M)' de meydana gelen karma tipi kırılmaya örnek (×50) A: Diş yüzeyi B: Seramik yüzeyi f: Kuvvetin uygulama yönü

Seramiklerin mine yüzeyine Variolink Veneer rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 4'de bulunan bir örnekte meydana gelen adeziv tipi kırılma Şekil 4.3.1.2'de görülmektedir. Diş yüzeyinde görülen kırık kısım bir miktar rezin simandır. Ancak, rezin simanın yüzeyde az miktarda bulunması durumu da adeziv tipi kırılma olarak kaydedilmiştir. Simanın kenarında küçük bir hava kabarcığının neden olduğu yuvarlak şekilli koyu siyah görüntü izlenmektedir.



Şekil 4.3.1.2. Grup 4 (VV-M)'de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek (x50) C: Diş yüzeyi, D: Seramik yüzeyi, f: Kuvvetin uygulama yönü

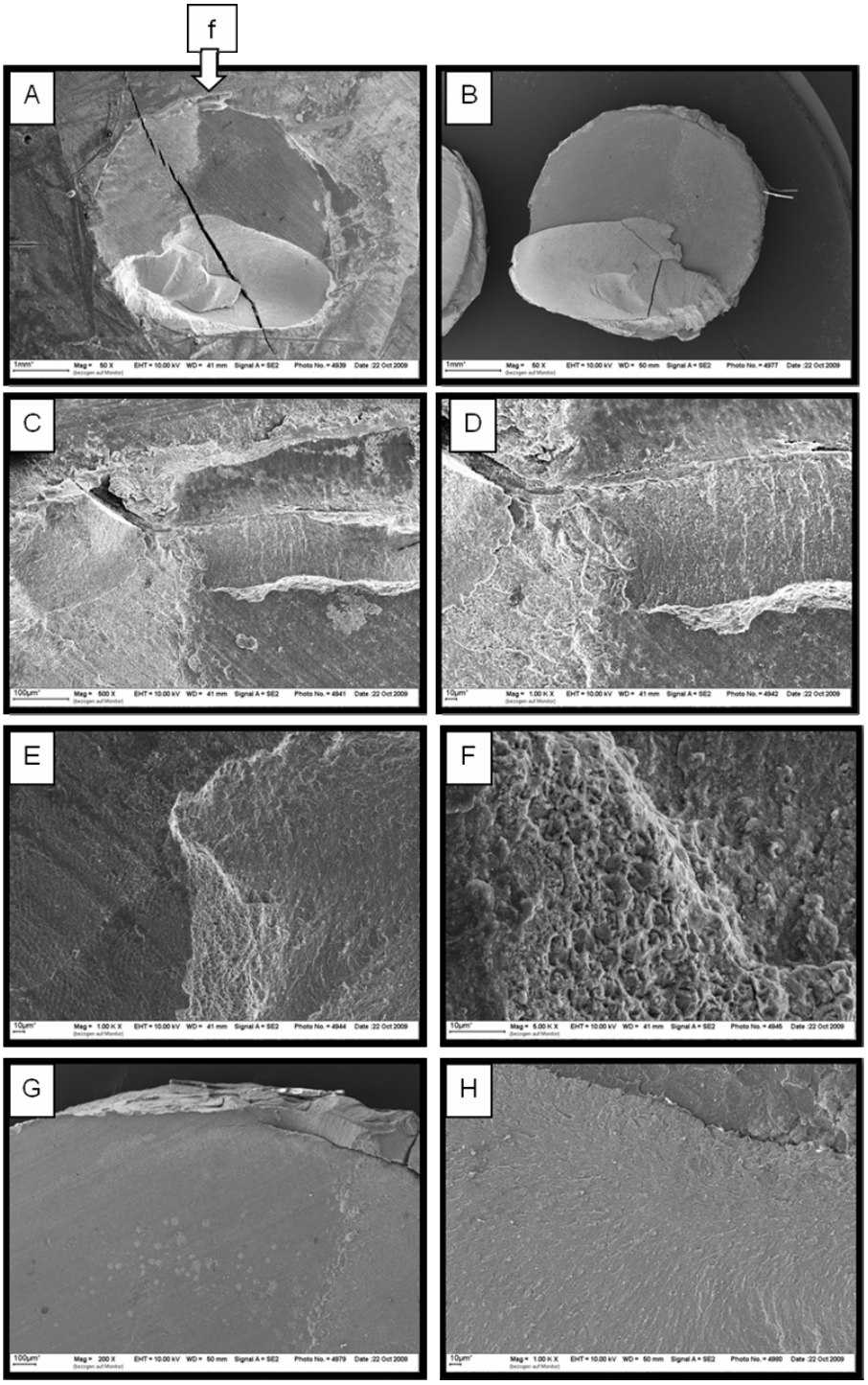
Seramiklerin mine yüzeyine Variolink II rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 7'de bulunan bir örnekte meydana gelen adeziv tipi kırılma Şekil 4.3.1.3'de görülmektedir.



Şekil 4.3.1.3. Grup 7 (V II-M)' de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek (x50) E: Diş yüzeyi, F: Seramik yüzeyi, f: Kuvvetin uygulama yönü

4.3.2. Mine-Dentin Yüzeyine Bağlanan Grupların SEM Bulguları

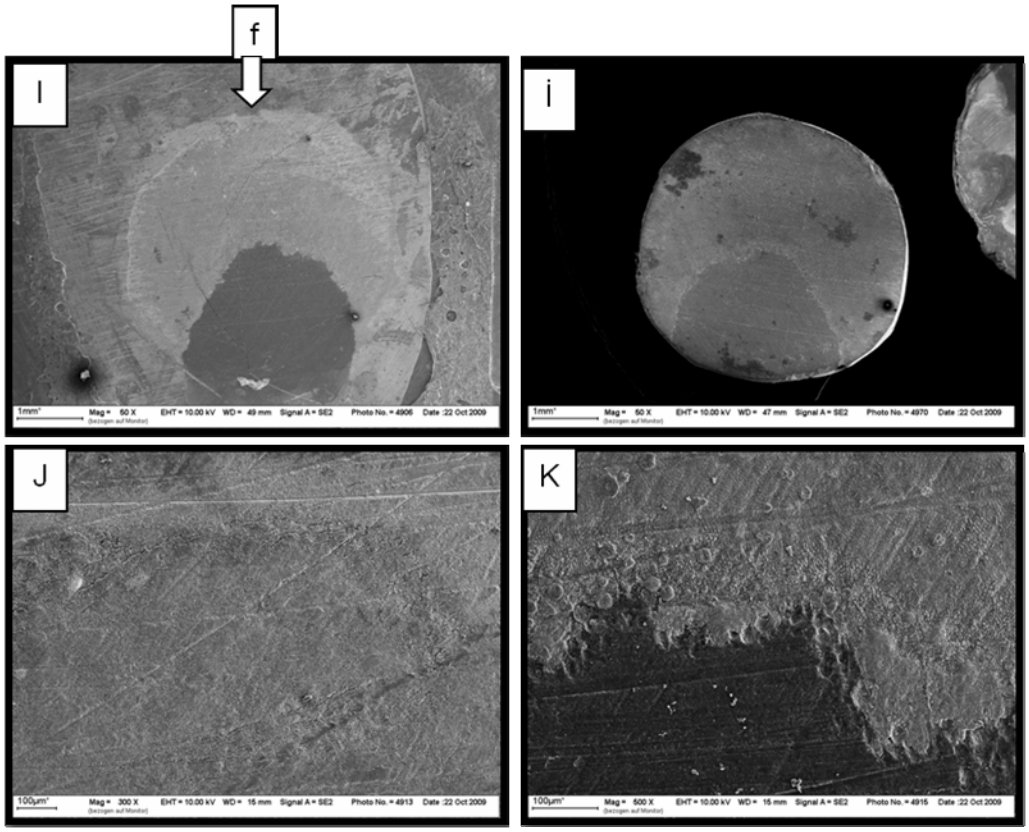
Şekil 4.3.2.1'de seramiklerin mine-dentin yüzeyine RelyX Veneer rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 2' ye ait bir örnekte meydana gelen karma tipi kırılma görülmektedir. Örneğin yapışma yüzeyinde mine ve dentin dokularının sınırı net olarak görülmektedir. Kırık kuvvetin uygulama yönünde başlamıştır. Daha büyük SEM görüntüsünde kırığın başlangıç alanında kuvvetin geliş yönü ile paralel olarak oluşmuş stres çizgilerinin görüntüsü izlenmektedir (Şekil 4.3.2.1.C ve D). Şekil 4.3.2.1.E' de mine-dentin bileşimindeki kırık alan görülmektedir. Şekil 4.3.2.1.F' de mine dentin bileşimindeki alanda adeziv tipi kırılma sonrası yüzey yapısı ve minedeki bal peteği görünümünde oluşmuş pürüzlenme tipi net bir şekilde izlenmektedir.



Şekil 4.3.2.1. Grup 2 (RV-M-D)' de meydana gelen karma tipi kırılmaya örnek

A: Diş yüzeyi (x50) B: Seramik yüzeyi (x50) C: Kırığın başlangıç alanı (x500) D: Kırığın başlangıç alanındaki stres çizgilerinin görüntüsü (x1000) E: Mine ve dentin yüzeylerinin bileşim alanı (x1000) F: Mine ve dentin yüzeylerinin bileşim alanı (x5000) G ve H: Stres çizgilerinin görüntüsünün seramiğin yapışma yüzeyine yansıması (x200 ve x1000)

Seramiklerin mine-dentin yüzeyine Variolink Veneer rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 5'de bulunan bir örnekte meydana gelen adeziv tipi kırılma Şekil 4.3.2.2'de görülmektedir. Daha koyu olarak açığa çıkan yüzey dentin yüzeyidir. Dentin yüzeyinin, dişin minesinin daha ince olduğu servikal kısmında ve klinikte karşılaşılan dentin ekspozu ile uyumlu olarak açığa çıktığı izlenmektedir. Bağlanma yüzeyinin görüntüsünün seramiğin bağlanma yüzeyine yansıdığı izlenmektedir. Kırığın mine yüzeyindeki başlangıç alanı Şekil 4.3.2.2.J'de izlenmektedir. Şekil 4.3.2.2.K' da mine ve dentin dokularının bileştiği alandaki kırılma yüzeyi izlenmektedir.



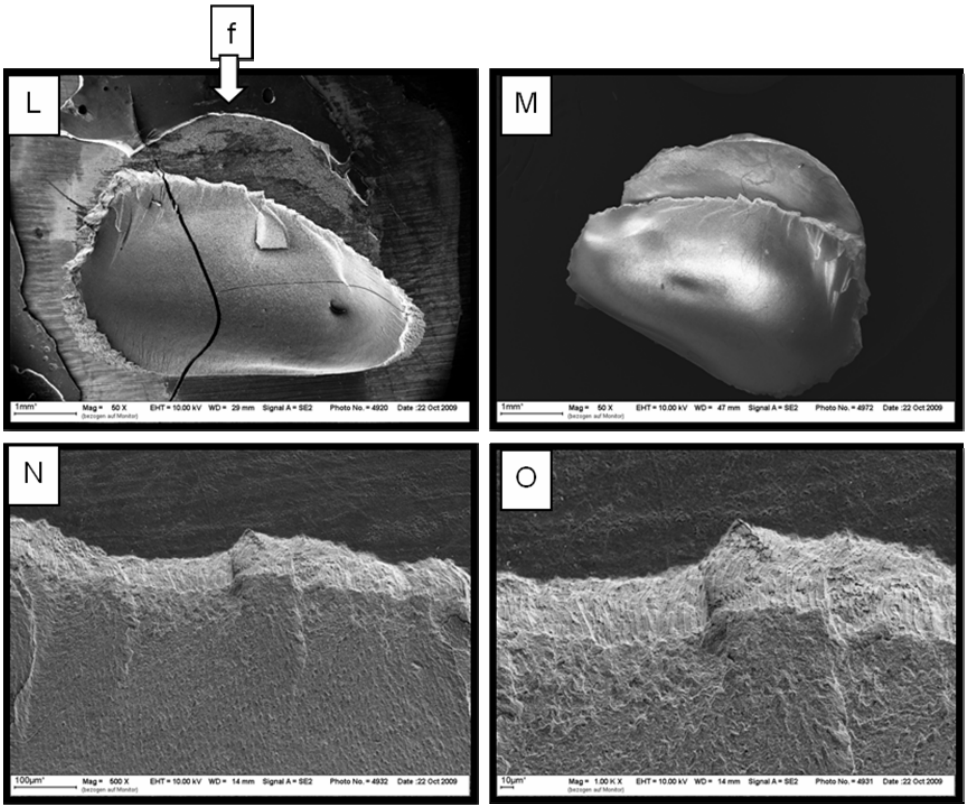
Şekil 4.3.2.2. Grup 5 (VV-M-D)'de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek

I: Diş yüzeyi (x50) İ: Seramik yüzeyi (x50)

J: Kırığın mine yüzeyindeki başlangıç alanı (x300)

K: Mine ve dentin yüzeylerinin bileşim alanı (x500)

Seramiklerin mine-dentin yüzeyine Variolink II rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 8'de bulunan bir örnekte meydana gelen koheziv tipi kırılma Şekil 4.3.2.3'de izlenmektedir.



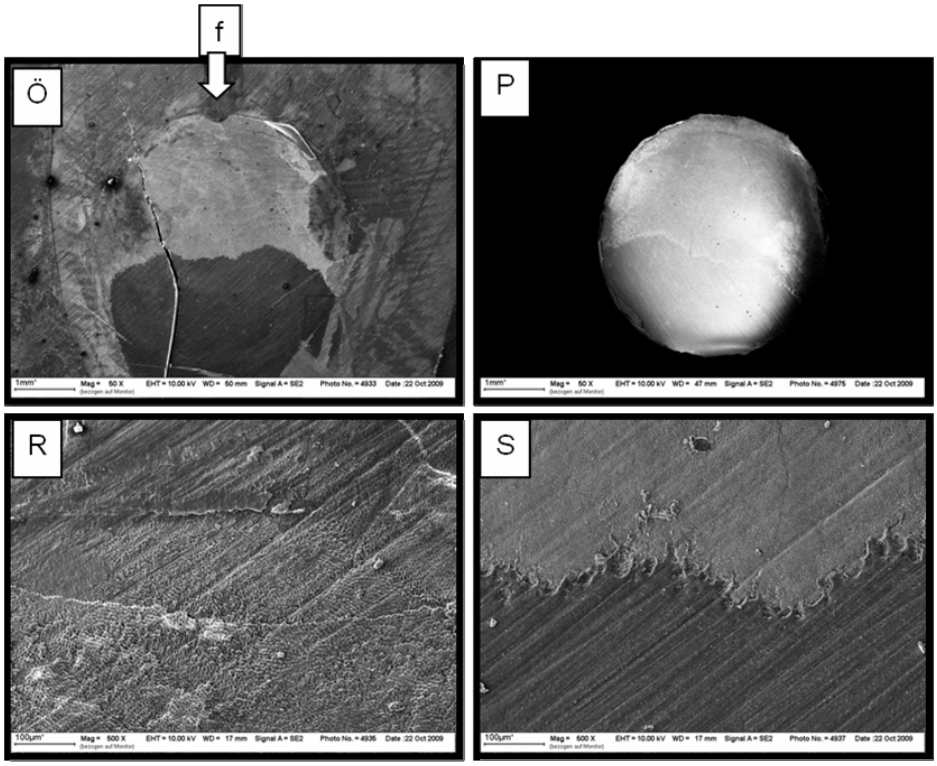
Şekil 4.3.2.3. Grup 8 (V II-M-D)'de meydana gelen koheziv tipi kırılmaya örnek

L: Diş yüzeyi (x50) M: Seramik yüzeyi (x50)

N: Koheziv kırık alanında dentin tübüllerinin görünümü (x500)

O: Koheziv kırık alanında dentin tübüllerinin görünümü (x1000)

Grup 8'de bulunan diğer bir örnekte meydana gelen adeziv tipi kırılma Şekil 4.3.2.4'de izlenmektedir. Mine ve dentin dokularının ayırımı Şekil 4.3.2.4. Ö ve S'de net olarak izlenmektedir. Daha koyu görünümlü alan dentin, daha açık görünümlü alan ise mine dokusudur.



Şekil 4.3.2.4. Grup 8 (V II-M-D)'de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek

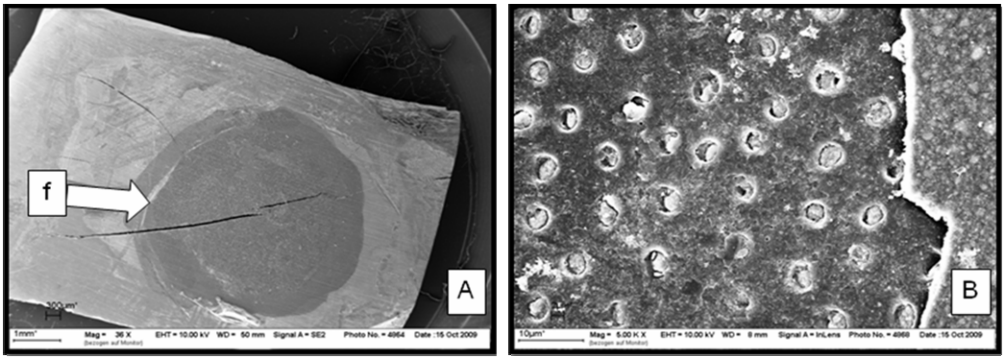
Ö: Diş yüzeyi (x50) P: Seramik yüzeyi (x50)

R: Kırığın mine yüzeyindeki başlangış alanı (x500)

S: Mine ve dentin yüzeylerinin birleşim alanı (x500)

4.3.3. Dentin Yüzeyine Bağlanan Grupların SEM Bulguları

Seramiklerin dentin yüzeyine RelyX Veneer rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 3' e ait bir örnekte meydana gelen adeziv tipi kırılma ve dentin tübüllerinin adeziv tipi kırılma sonrası görüntüsü Şekil 4.3.3.1'de görülmektedir.

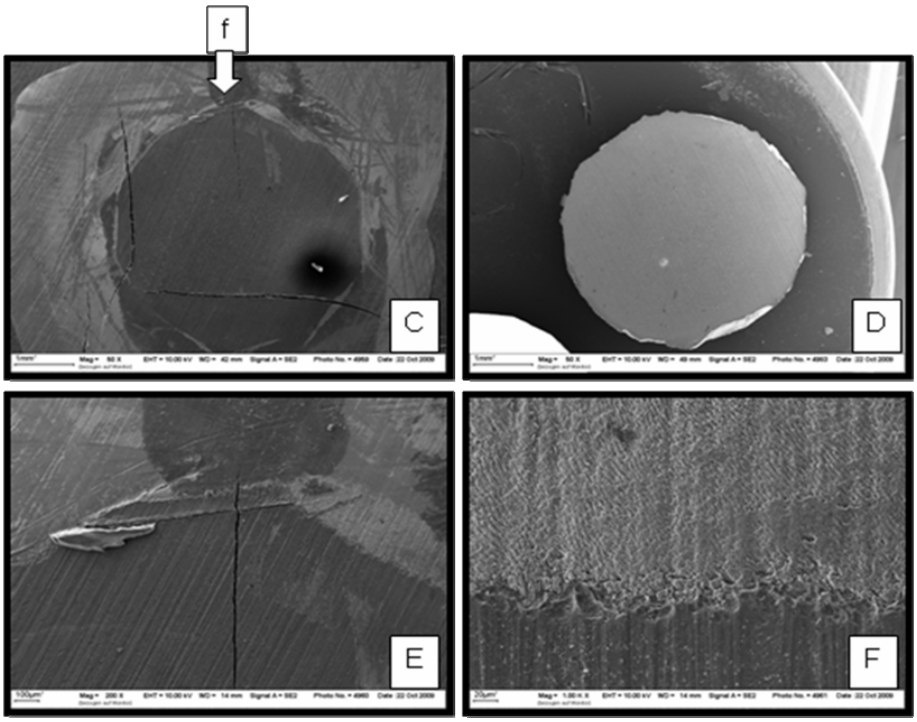


Şekil 4.3.3.1. Grup 3 (RV-D)' de meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek

A: Diş yüzeyi (x36) B: Dentin tübüllerinin kırılma sonrası görünümü (x500)

f: Kuvvetin uygulama yönü

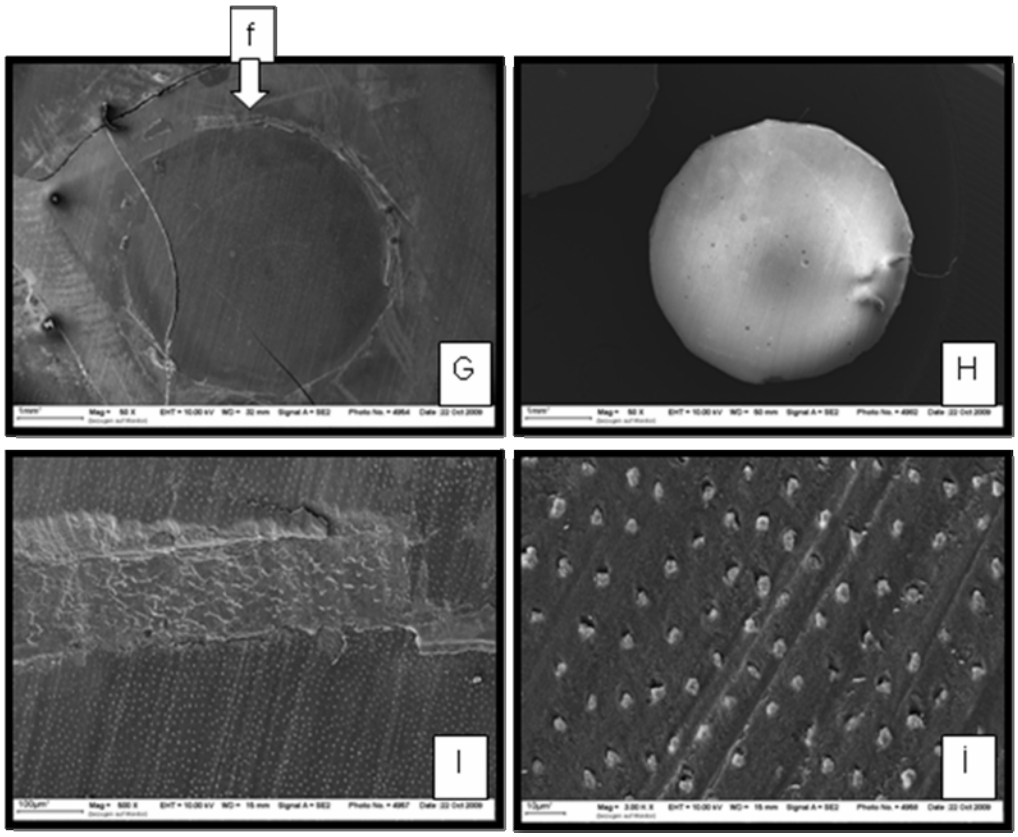
Seramiklerin dentin yüzeyine Variolink Veneer rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 6'da bulunan bir örnekte meydana gelen adeziv tipi kırılma Şekil 4.3.3.2'de görülmektedir.



Şekil 4.3.3.2. Grup 6 (VV-D)' da meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek

C: Diş yüzeyi (x50) D: Seramik yüzeyi (x50) E: Kırığın başlangıç alanı (x200)
F: Kırığın başlangıç alanındaki stres çizgilerinin görünümü (x1000)

Seramiklerin dentin yüzeyine Variolink II rezin siman kullanılarak yapıştırıldığı Grup 9'da bulunan bir örnekte meydana gelen adeziv tipi kırılma Şekil 4.3.3.3' de görülmektedir.



Şekil 4.3.3.3. Grup 9 (V II-D)' da meydana gelen adeziv tipi kırılmaya örnek

C: Diş yüzeyi (x50) D: Seramik yüzeyi (x50)

E: Kırığın başlangıç alanı (x500)

F: Dentin tübüllerinin kırılma sonrası görünümü (x3000)

5. TARTIŞMA

Diş hekimliği kliniğinde, dental materyallerin hekimler tarafından tercih edilmesinde ve kullanılmasında rehber olan yolların başında, bu ürünlerin performansının *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar ile karşılaştırılması gelir (171). Gelişen teknoloji ile birlikte yeni üretilen ürünlerin güncelliğini yitirmeden denenmesi ancak, *in vivo* çalışmalara göre çok daha hızlı, kolay ve ekonomik olan *in vitro* çalışmalar ile mümkün olmaktadır (110). Bu nedenle çalışmamız *in vitro* koşullarda yürütülmüştür.

Adeziv sistemlerin performansının *in vitro* olarak değerlendirilmesinde kullanılan başlıca yöntemlerden biri dental adezivlerin dişlere ne derecede iyi bağlandığının ölçülmesidir. Araştırmacıların çoğu, adezivlerin mine ve dentin yüzeylerine bağlanmalarını değerlendirmede makaslama bağlanma dayanıklılığı (SBS) testlerini tercih etmektedirler (172-174). Geniş bir kitle tarafından tercih edilen SBS testleri; standart ve tutarlı olmadığı, ayrıca makaslama kuvveti ile kırılma yerine gerilim kuvveti sonucu kırılma meydana getirdiği yönünde eleştirilmiştir (170,175). Ancak, gerilim ve mikrogerilim bağlanma dayanıklılık testleri ile karşılaştırıldığında SBS testlerinin, farklı bonding sistemlerinin *in vitro* olarak karşılaştırılması ve değerlendirilmesinde en uygun ve etkili yöntem olduğu gösterilmiştir (176-177).

Bu çalışmada, diş/rezin siman/porselen arasındaki adezyon kompleksinin makaslama bağlanma dayanıklılığı ölçülmüştür. Makaslama streslerinin restoratif materyallerin *in vivo* bağlanma başarısızlıklarında rol alan esas stresler olduğuna inanılmaktadır (178). Ayrıca, ‘gerilim’ veya ‘mikrogerilim’ bağlanma testleri gibi diğer test yöntemleri ile özellikle porselen gibi oldukça kırılgan materyallerin kullanılması ile örneklerin hazırlanması çok zor, hatta neredeyse imkansızdır. Diğer test yöntemleri ile karşılaştırıldığında kırılgan materyaller kullanılsa bile, makaslama bağlanma dayanıklılığı testinin örneklerinin hazırlanması mümkün olabilmektedir (179).

Laboratuvarda gerçekleştirilen *in vitro* bağlanma testlerinde çekilmiş insan dişleri rutin olarak kullanılmaktadır. Örneklerin hazırlanmasında standardizasyonun sağlanması ve makaslama bağlanma dayanıklılığı için hazırlanacak örneklerde yeterli genişlikte bağlanma yüzeylerinin elde edilmesi amaçları ile, çalışmamızda çürüksüz ve çekilmiş insan üst santral dişleri kullanılmıştır.

Bu araştırmaların sonucunu etkileyebilecek olan faktörlerden biri, çalışmada kullanılacak dişlerin nasıl dezenfekte edildiği ve nasıl saklandığıdır (171). Enfeksiyon Kontrol ve Korunma Merkezi (The Centers for Disease Control and Prevention (CDC))'nin yayınladığı bildirgeye göre, araştırma amacı ile kullanılacak diş örneklerinin sterilizasyonu gereklidir (180). Dişlerin dezenfeksiyonu amacı ile literatürde; su ve salin, formol, timol, kloramin, ve %3'lük sodyum hipoklorit solusyonu gibi çeşitli solusyonların kullanıldığı çalışmalar yer almaktadır (181). Birçok araştırmada, dişlerin %10'luk formol solusyonunda bekletilmesinin dentine olan bağlanma dayanıklılığı üzerine herhangi bir etkisi olmadığı gösterilmiştir (171,181-182). Lee ve diğ. (171), dentin bağlanma testlerinde kullanılacak çekilmiş dişlerin dezenfeksiyonunda en uygun solusyonun %10'luk formol solusyonu olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle, bu çalışmada toplanan dişler deney aşamasına kadar %10'luk formol solusyonunda saklanmıştır.

Dişler, örneklerin hazırlanmasına kadar geçen süre içerisinde nemliliğini kaybetmemesi için distile suda bekletilmiştir. Nemliliğini kaybeden örneklerde koheziv tipi kırılma görülme olasılığı artacaktır. Adezyon testlerinde bu durum, adeziv başarısızlığın değerlendirilmesinde yanıltıcı olacağı için istenmemektedir. Adezyon testlerinde, örneklerin bağlanmasından 24 saat sonra yapılan işlemler ve ölçümlerle, polimerizasyondan hemen sonra yapılan ölçümlerin polimerizasyon henüz tamamlanmadığı için aynı olmadığı ve polimerizasyondan hemen sonra yapılan ölçümlerle daha düşük değerler elde edildiği bildirilmiştir (183). Bu çalışmada, hazırlanan örnekler nemliliğini kaybetmemesi ve polimerizasyonun tamamlanması için 24 saat süre ile 37 ^{o}C'deki distile suda bekletilmiştir.

Termal siklus işlemi, kompozit/mine ve/veya dentin bağlanmasının hidrolize olması gibi, PLV' lerde hataların veya başarısızlıkların oluşumuna neden olan ve ağız içindeki ısı değişimlerini taklit etmek amacı ile laboratuvar testlerinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. ISO (ISO/TS 11405;2003) hızlandırılmış bir eskitme testi için, örneklere 5°C ve 55 ^{o}C arasında 500 döngülük bir termal siklus işleminin uygulanabileceğini bildirmiştir (184). Literatürde termal siklus işleminin SBS testlerinin sonucunu etkilediği bildirilmiştir. Bu çalışmada, restorasyonların yaklaşık olarak 1 yıllık ağız içi kullanımını laboratuvarda taklit eden 5000 döngülük termal siklus işlemi tercih edilmiştir. Ancak, bu çalışmanın temel amaçları arasında termal siklusun SBS testi üzerindeki etkisinin belirlenmesi yer almamaktadır. Bu nedenle, çalışmaya termal siklus işlemi görmeyen grup dahil edilmemiştir.

Anterior dişlerin estetik olarak tedavisi veya düzeltilmesi için uzun yıllar tam seramik kronlar en iyi ve en uzun süreli tedavi seçeneği olarak düşünülmüştür (12). Ancak, tam kron restorasyonu için yapılan preparasyon, sağlam diş dokusunun büyük oranda kaybına neden olur. Ayrıca, pulpa ve/veya periodontal dokuların sağlığı da risk altına girmektedir. Bu nedenle, günümüzde daha konservatif bir preparasyon ile daha kalıcı bir estetiğin sağlanması yaklaşımı ile porselen laminat venerler anterior dişlerin tedavisinde yerini almıştır (12,185).

Porselen laminat vener tekniği, ince bir porselen tabakasının olabildiğince az prepare edilmiş diş yüzeyine dental adezivler ve rezin kompozitler kullanılarak bağlanmasıdır. Bu bağlanmada, biri porselen ve rezin siman arasında, diğeri rezin siman ve mine ve/veya dentin arasında olmak üzere iki yüzey oluşur. Bağlanma veya simantasyon işlemi adezyonun en iyi şekilde sağlanabilmesi için birçok aşamayı içerir (186).

Çalışmamızın yöntemini belirlemek için yaptığımız ön deneylerde, 2 mm'den daha ince olarak hazırlanan seramik örneklerde SBS testi ile kırılma gerçekleşmemiştir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan seramik örnekleri 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Bu durum literatürdeki çalışmalarla uyumludur (187-188). Akgüngör ve diğ. (188) 1, 1.5 ve 2 mm olarak

hazırladıkları lityum disilikat seramiklerin light-cured ve dual-cured rezin simanlara olan bağlanma dayanıklılıklarını değerlendirmiş ve 2 mm kalınlığına kadar, seramiğin kullanılan rezin simanların bağlanma dayanıklılığını etkilemediğini bildirmişlerdir.

PLV'lerin dişlerin labial yüzeylerine yapıştırılmasında hem mineye hem de dentine olan adezyonda önemli derecede bir ilerleme kaydedildiği bildirilmiştir (17-18). Bu nedenle çalışmamızın ilk hipotezi; PLV' lerin yapıştırılmasında sıklıkla tercih edilen ikisi ışıkla, biri hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanılması ile mineye, dentine ve mine-dentin kompleksine bağlanan porselenlerin makaslama bağlanma dayanıklılıkları arasında fark olmayacağı yönündeydi. Ancak çalışmanın bulgularına göre, gruplar arasındaki ikili karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bu nedenle, porselen laminat venerlerin üç farklı rezin siman kullanılarak mine, dentin, ve mine-dentin kompleksi olmak üzere üç farklı diş dokusuna olan bağlanma dayanıklılıkları arasında fark olmayacağı hipotezi (Hipotez A) reddedilmiştir. Bu sonucu destekler nitelikte bir çalışma literatürde mevcuttur. Abo-Hamar ve diğ. (189), porseleni dahil etmeden porselen restorasyonların simantasyonunda kullanılan 4 farklı rezin simanın mine ve dentin dokularına olan makaslama bağlanma dayanıklılıklarını *in vitro* olarak karşılaştırmış ve gruplar arasında anlamlı farklılıklar bularak, adezyon yüzeyindeki diş dokusunun tipinin bağlanma dayanıklılığını etkilediği sonucuna varmışlardır. Araştırmacılar, rezin simanların dentin dokusuna olan bağlanma dayanıklılıklarının, mine dokusuna olan bağlanma dayanıklılıklarından anlamlı derecede daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

PLV ile restore edilecek dişlerin çoğunda, porselene minimum bir kalınlık sağlamak ve diş dokusunu olabildiğince korumak için mine içerisinde sınırlı ortalama 0.5 mm derinliğinde bir preparasyon gereklidir (12). Christensen (190), 0.75 mm derinliğinde yapılan bir preparasyonun en ideal derinlik olduğunu bildirmiştir. Ferrari ve diğ. (13), anterior dişlerin gingival bölgelerinde mine kalınlığının 0.5 mm'den daha derin bir preparasyona izin vermediğini, aksi taktirde dentinin açığa çıktığını bildirmişlerdir. Natress ve

diğ. (146), birçok dişin serbest el ile preparasyonu sırasında, özellikle proksimal ve servikal minenin 0.5 mm'den daha derin prepare edildiğini ve çoğu vakada bu durumun dentinin açığa çıkması ile birlikte görüldüğünü belirtmişlerdir. Cherukara ve diğ. (63), PLV preparasyonu için 3 farklı preparasyon tekniği tanımlamış ve serbest elle ve rond frez ile oluşturulan küçük çukurcukların rehberliğinde yapılan iki farklı preparasyon tekniğinde, prepare yüzeyin nerdeyse ¼'ünde dentinin açığa çıktığını, başlangıç derinlik oluklarının oluşturulduğu teknikte ise, prepare yüzeyin neredeyse yarısında dentinin açığa çıktığını gözlemlemişlerdir. Bu nedenle, çalışmamızda yer alan mine-dentin kompleksi grubunda prepare edilen diş yüzeyleri, bağlanma alanının yaklaşık olarak yarısı minede, yarısı dentinde yer alacak şekilde hazırlanmıştır.

PLV preparasyonunun mine içerisinde tutulması amaçlansa da, çeşitli miktarlarda dentinin açığa çıkması sıklıkla karşılaşılabilen bir durumdur (63). Buonocore'un *asit-etch* tekniğini geliştirmesi ile birlikte mineye başarılı bir bağlanma sağlanabilmektedir (108). Ancak, PLV'lerin dentin yüzeyine olan adaptasyonu ve bağlanması hala önemli bir araştırma konusudur (185). Buna rağmen literatürde, dentinin açığa çıktığı durumda hem mine hem de dentine bağlanan restorasyonların bağlanma dayanıklılığını yalnızca mineye ve yalnızca dentine olan bağlanma ile karşılaştırarak inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır.

Literatürde dentinin açığa çıkması durumunda restorasyonun diş yüzeyine olan adezyonunun riskli olduğu bildirilse de (12), bu çalışmada yalnızca mineye olana göre, mine-dentin kompleksine olan makaslama bağlanma dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Buna rağmen porselen örneklerin yalnızca dentine olan makaslama bağlanma dayanıklılığı, yalnızca mineye ve mine-dentin kompleksine olan makaslama bağlanma dayanıklılığına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür. Buna göre, porselen laminat venerlerin mine, dentin, ve mine-dentin kompleksi olmak üzere üç farklı diş dokusuna olan bağlanma dayanıklılıkları arasında fark olmayacağını öngören hipotezimiz

(Hipotez B) reddedilmiştir. Bu bilgilerin ışığında; PLV'lerin preparasyonu sırasında meydana gelen dentinin açığa çıkması durumunun yeterli mine dokusunun varlığında, makaslama bağlanma dayanıklılığını *in vitro* olarak olumsuz yönde etkilemediği söylenebilir.

Dentin dokusunun bağlanma ile ilişkili problemlerinin belirlenebilmesi, düşük inorganik içerik, tübüler yapıdaki varyasyonlar ve dışarı doğru sıvı akışını içeren karmaşık karakteristik özellikleri nedeni ile oldukça zordur (133,191). Bu nedenle, PLV'lerin dentine olan bağlanmasının geliştirilmesi ve yeni çalışmalar ile araştırılması gereklidir.

Literatürde preparasyon esnasında dentinin açığa çıkması durumunda, dentinin geçici materyaller (rezin kompozit veya akrilik rezin gibi), organik çözücü içerisinde hidrofilik reaktif monomer olan primer ile veya bonding ajan ile örtülmesi önerilmektedir (12,192-193). Paul ve Scharer (67) açığa çıkan dentin yüzeylerinin bonding ajan ile örtülmesi ile dentin hassasiyeti ve bakteri sızıntısının önleneceğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada, preparasyondan hemen sonra porselen örnekleri diş yüzeylerine simante edildiği için dentinin yüzeyinin örtülmesi ayrıca yapılmamıştır. Ancak, farklı çalışmalar ile dentin yüzeyinde bonding ajan ile hemen bir kapatma sağlanmasının bağlanma dayanıklılığı üzerindeki etkileri değerlendirilebilir.

PLV restorasyonların yapımında kullanılacak seramiğin seçimi, estetiği en çok etkileyen iki değişkene bağlı olarak değişebilmektedir. Bunlar; hastanın ve dişlerin karakteristik özellikleri ile seramiğin optik ve fiziksel özellikleridir. Bununla birlikte, PLV' lerin yapımında en sık kullanılan seramikler; içeriklerine göre feldspatik seramikler (geleneksel ve yüksek dirençli feldsparlar), yapım tekniklerine göre sinterlenen ve preslenen seramiklerdir (87).

Porselenin yığılması ve fırınlanmasını içeren feldspatik porselenlerin aksine, preslenebilir seramik venerler mum modelin uzaklaştırılarak döküm yapılması tekniğidir. Orta derecede diş renklenmeleri olan birçok vakada preslenebilir seramikler ile mükemmel estetik sonuçlar alınabilir.

Preslenebilir seramikler ile yapılan PLV'lerin diş preparasyonu, deneme-kontrol ve bağlanma işlemleri diğer porselen tipleri kullanılarak yapılan PLV'lerle aynıdır. Ancak, preslenebilir seramiklerin kenar uyumları daha üstündür (20).

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent), 2005 yılında piyasaya sürülmüş preslenebilir bir lityum-disilikat cam seramiktir. Fiziksel özellikleri ve ışık geçirgenliği (translusensi) gibi optik özellikleri, farklı fırınlama işlemleri ile geliştirilmiştir (194). Bu nedenle, çalışmamızda PLV'lerin yapımında sıklıkla tercih edilen IPS e.max Press seramiği kullanılmıştır.

PLV'lerin uzun ömürlü ve dayanıklı olmasında simantasyon materyallerinin önemi büyüktür (195). Seramik restorasyonların simantasyonunda genel olarak, rezin bazlı adeziv kompozitler veya diğer bir adlandırma ile rezin simanlar kullanılır (196). Rezin simanlar, polimerizasyon şekillerine göre kimyasal, ışıkla (*light-cured*) ve hem kimyasal hem ışıkla (*dual-cured*) polimerize olan simanlar olarak sınıflandırılırlar (197). PLV'lerin simantasyonunda, *dual-cured* veya kimyasal rezin simanlarla karşılaştırıldığında renk stabilitesi daha üstün olduğu için yalnızca ışıkla polimerize olan rezin simanlar tercih edilmektedir. Ancak, PLV'nin altında bulunan yalnızca ışıkla polimerize olan rezin simanın polimerize olması için yeterli ışık geçişinin sağlanıp sağlanmadığı önemli bir konudur. Çünkü, kimyasal rezin simanlarda polimerizasyon seramik restorasyonun altında da kimyasal olarak devam etmektedir. Ayrıca, *dual-cured* rezin simanlarda, polimerizasyonun ışık ile başladığı ve yeterli ışık geçişi olmasa dahi kimyasal olarak devam ettiği bilinmektedir (187).

Rezin simanın kimyasal içeriği, özellikle translusent seramik restorasyonların simantasyonunda klinik olarak estetik sonucu etkileyebilir (198). Variolink II' nin base bileşeni hem alifatik amin hem de aromatik tersiyer amin, kataliz bileşeni ise benzol peroksit içermektedir. *Dual-cured* rezin simanların renk değişiminin esas nedeni, polimerizasyonun başlaması için gerekli olan bu aminlerin kataliz bileşeni ile oksidasyona uğramasıdır (199). Bu nedenle diş hekimleri, estetiğin çok önemli olduğu anterior bölgede,

PLV'lerin simantasyonunda ışıkla polimerize olan rezin simanları tercih etmektedirler (187). Çalışmamızda, farklı rezin simanları karşılaştırmak amacı ile ikisi ışıkla (Variolink Veneer, RelyX Veneer), biri hem kimyasal hem de ışıkla (Variolink II) polimerize olan üç farklı rezin siman tercih edilmiştir.

PLV'ler ile yüksek bir bağlanma dayanıklılığının elde edilmesi için, rezin simanın optimum polimerizasyonu sağlanmalıdır (200). Yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için ışığın yeterli nicelikte ve sürede uygulanması gereklidir (201). Bu çalışmada kullanılan ışık cihazı, yüksek ışık gücüne (1200 mW/cm^2) sahip bir LED (Light Emitting Diode=Işık Yayan Diyotlar) ışık cihazıdır. Üretici firmaların önerilerine göre Variolink Veneer rezin siman için her yüzeyden 10-30 sn, RelyX Veneer rezin siman için her yüzeyden 30 sn ve Variolink II için her yüzeyden 30-40 sn ışık uygulanmalıdır. Bu çalışmada tek bir yapışma yüzeyinin olması nedeni ile, ışık uygulaması porselen disklerin hemen üzerinden 30 sn süre ile yapılmıştır. Öztürk ve diğ. (187), bu çalışmada da kullanılan 3 farklı rezin simanın mekanik özelliklerini karşılaştırmış ve seramik restorasyonların altında kullanılan bu simanlar için her yüzeyden en az 20 sn ışık uygulamasının gerekli olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızın amaçlarından biri de, porselen laminat vener restorasyonların estetik amaçlı simantasyonunda kullanılan ışıkla polimerize olan adeziv rezin simanların, hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan simanlara göre karşılaştırılabilir bir bağlanma dayanıklılığı sergileyip sergilemeyeceğini belirlemekti. Çalışmanın bulgularına göre, rezin simanların makaslama bağlanma dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu nedenle, üç farklı rezin simanın diş dokularına olan bağlanma dayanıklılıkları arasında fark olmayacağını öngören hipotezimiz (Hipotez C) kabul edilmiştir. Bu sonuç, literatürde çalışmamızda kullanılan 3 farklı rezin simanın mikromekanik özelliklerini karşılaştıran diğer bir çalışmanın sonuçları ile uyuşmamaktadır. Aynı çalışmada, Variolink II en iyi mikromekanik özellikleri sergilerken, Variolink II' yi sırası ile RelyX Veneer ve Variolink Veneer takip etmiştir (187). Bu durum, rezin simanın mekanik

özelliklerinin klinik performansı ile ilişkili olmayacağı görüşünü desteklemektedir.

Hikita ve diğ. (202) adeziv rezin simanların mine ve dentine bağlanma etkinliklerini araştırmışlardır. Yazarlar, doğru uygulandıkları zaman *etch-and-rinse*, *self-etch* ve *self-adeziv* rezin simanların mine ve dentine eşit derecede bağlandığını bildirmişlerdir. Simantasyondan önce adezivin ayrıca ışık ile polimerize edilememesi, düşük otopolimerize olma potansiyeline sahip *dual-cured* rezin simanların kullanımı gibi birçok faktör bağlanma dayanıklılığını negatif olarak etkileyebilir (203). Ayrıca Stewart ve diğ. (204), kimyasal veya ışıkla polimerize olan dentin bonding ajanların, *dual-cured* bonding ajanlardan daha yüksek bağlanma dayanıklılığı sergilediği sonucuna varmışlardır. Buna dayanarak, mekanik özellikleri ve polimerizasyon dereceleri daha iyi olan *dual-cured* rezin simanların klinik performanslarının ışıkla polimerize olan rezin simanlar ile benzer veya daha düşük olabileceği söylenebilir.

Porselen laminat venerlerin başarısı, diş yüzeyi, rezin siman ve porselen olmak üzere üç farklı bileşenden oluşan adezyon kompleksinin dayanıklılığı ve kalıcılığına bağlıdır (12). Porselen/rezin siman/diş adezyon kompleksi, Stacey tarafından çalışılmıştır (142). Stacey, porselen venerlerin mineye *in vitro* olarak simantasyonu ile çok güçlü bir adezyon kompleksi sağlanabildiğini bildirmiştir. Ayrıca, 'porselen/rezin siman/mine' adezyon kompleksinin dayanıklılığının, tek başına 'rezin siman/pürüzlendirilmiş mine' ve 'rezin siman/porselen'in bağlanma dayanıklılığına göre anlamlı derecede daha yüksek olduğunu bulmuş ve bu durumu, porselenin mümkün olduğunca mineye yakın konumlanması ile rezin siman/mine ve rezin siman/porselen bağlanmalarının birbirlerini karşılıklı olarak etkilemelerine bağlamıştır.

Literatürde, PLV' leri *in vitro* olarak değerlendiren ve oldukça başarılı bulan çalışmalar yer almaktadır. Andreasen ve diğ. (205) ile Stokes ve Hood (206), PLV ile restore edilen çekilmiş kesici dişlerin kendi orijinal dayanıklılıklarını sergilediklerini bildirmişlerdir. Diş yüzeylerine bağlanan PLV' lerin adeziv ara yüzeylerini ultra-morfolojik olarak inceleyen bir laboratuvar

çalışması, FE-SEM (Field-emission scanning electron microscopy) fotoğrafları ile PLV' lerin diş yüzeyine iyi bir retansiyon sağladığını göstermiştir (186). Magne ve Douglas (66), dentin adezivlerin uygun olarak kullanılması ile porselen venerlerin, geniş dentin yüzeylerine bağlansalar da sağlam dişlerin mekanik davranışlarına benzer özellikler sergilediklerini bildirmişlerdir.

İn vitro çalışmaların sonuçları, *in vivo* çalışmalar ile desteklenerek klinik önemleri belirlenmelidir. PLV' lerin klinik performanslarını bildiren orta ve uzun süreli klinik çalışmalar mevcuttur (12). Bu çalışmaların büyük bir kısmında %0 ile %7 arasında değişen düşük başarısızlık oranı bildirilmiştir (207-209). Ancak, klinik çalışmaların birkaçı %14 ile %33 arasında değişen oranlarda başarısızlık oranı rapor etmişlerdir (56,210). Bu çalışmalardaki başarısızlık oranı; genellikle açığa çıkmış dentin veya aşırı geniş kompozit restorasyonlar nedeni ile sağlam diş veya mine dokusuna olan kısmi adezyon veya uygun olmayan okluzyona sahip yanlış hasta seçimi ile ilişkili bulunmuştur. Sonuç olarak *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar, hastanın patolojik bir okluzyonu olmadığında ve yeterli miktarda sağlam diş veya mine dokusu mevcut olduğunda, orta ve uzun dönemde PLV'lerin güçlü ve kalıcı restorasyonlar olduğunu bildirmektedir.

Eick ve diğ. (133) polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu streslerin eşit olarak karşılanması için, mine ve dentine olan bağlanma dayanıklılığının 20 MPa'dan daha yüksek olması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmamızın bulgularına göre, mine ve mine-dentin kompleksine bağlanan grupların hepsinde ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri 20 MPa'nın üzerindedir. Ancak, dentine bağlanan grupların hepsinde ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri 20 MPa'dan daha düşüktür. Bu durum, preparasyon sırasında dentin açığa çıksa bile yeterli mine dokusunun varlığında PLV'lerin iyi bir bağlanma sağlayan dayanıklı restorasyonlar olabileceğini göstermektedir. PLV'lerde preparasyonun esas amacı bütün kenarların sağlam mine içerisinde olmasıdır, çünkü bu şekilde porselen venerin iç yüzeyindeki stres dağılımı çok daha iyi olur. Preparasyon sırasında

ne kadar çok dentin açığa çıkarsa porselenin iç yüzeyinde stres dağılımının o kadar zayıf olduğu bildirilmiştir (34).

Dentine olan bağlanma dayanıklılığının geleneksel SBS testleri ile test edilmesi sırasında meydana gelen koheziv kırılma tipinin, 20-30 MPa arasındaki bağlanma dayanıklılığı değerlerinde görüldüğü bildirilmiştir (211). Bu çalışmada yer alan dentin gruplarının hepsinde ortalama makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri 20 MPa'dan düşüktür ve %100 oranında adeziv başarısızlık izlenmiştir. Bu durum, spesifik olarak uygulanan makaslama bağlanma dayanıklılığı test yönteminin gerçekçi değerler verdiğini göstermektedir.

Bu çalışmadaki kırılma tiplerinin analizinde kullanılan sınıflama yöntemi, Scherrer ve diğerlerinin (212) tanımladığı kırılma tipleri ile uyumludur. Adezyon yüzeyinin yarısından daha fazlası diş yüzeyinde veya materyalde koheziv tipi kırılmayı içeriyorsa bu koheziv tipi kırılma olarak sınıflandırılmıştır. Eğer kırılma adeziv olarak başlamış ve yarısından daha az bir miktarı koheziv tipi kırılmayı da içeriyorsa bu karma tipi kırılma olarak sınıflandırılmıştır. Porselen ile diş yüzeyi arasında görülen kopmalar ise, yüzeyde az miktarda kırılmış rezin siman bulunsa dahi adeziv tipi kırılma olarak sınıflandırılmıştır.

Seramik örneklerin kompozit rezinlere olan makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrasında görülen koheziv kırık oranının %50 ile %100 arasında bildirildiği bir çalışmada, makaslama bağlanma dayanıklılık testinin adeziv bağlanmanın kalitesini gerçek anlamda belirlemediği bildirilmiştir (168). Ancak, bizim çalışmamızda sadece 3 grupta ve birer örnekte görülen koheziv kırık oranı (%6.7) oldukça düşüktür. Çekilmiş dişin yapısal özellikleri, dişlerin uzun süre beklemesi sonrası kırılganlığının artması, asit-etch işlemleri sonrası bağlanma yüzeylerinin zayıflaması, adeziv arayüzeyde oluşan hatalar, yetersiz ve zayıf bir hibrit tabaka oluşumu gibi birçok faktör koheziv kırık oluşumu için hazırlayıcı faktörlerdir (170,212). Çalışmamızda görülen karma tipi kırılmada, kırılmanın büyük bir kısmı adeziv olarak gerçekleşmiştir. Yine de karma tipi kırılmanın oranı da sadece 3 grupta

görülmesi açısından düşük olarak nitelendirilebilir. Bu çalışmada, kırılma tipinin büyük bir oranda adeziv olarak gerçekleşmesi, makaslama bağlanma dayanıklılığı testinin PLV'lerin bağlanmasını değerlendirmede uygun bir yöntem olduğunu göstermektedir.

SEM görüntüleri incelendiğinde, adeziv olarak meydana gelen kırılmaların rezin siman-porselen ara yüzeyinden daha çok, diş dokusu ile rezin siman arasında meydana geldiği gözlenmektedir. Ayrıca, dentin örneklerinin SEM analizinde dentin kanallarının içine uzanan adeziv rezinde meydana gelen kırılmalar net bir şekilde izlenmektedir. Bu durum dentin adezivinin, dentin tübüllerine yeterli penetrasyonunun olduğunu göstermektedir. Akgungor ve diğerlerinin (188) SEM bulguları, bu çalışmanın sonuçlarını destekler nitelikte dentin-rezin siman ara yüzeyinde meydana gelmiştir. Bu nedenle, SEM bulguları çalışmamızda gözlenen adeziv başarısızlık sonuçlarını destekler niteliktedir.

PLV' lerin preparasyonu sırasında dentin genellikle servikal alanda açığa çıkmaktadır (186). Bu *in vitro* çalışmanın bulgularına göre, sadece mineye bağlanan gruplar ile mine-dentin kompleksine bağlanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur. Çalışmamızda, mine-dentin yüzeylerinin preparasyonu, bir kısmı dentin bir kısmı mine (yaklaşık olarak yarısı) içerisinde olacak şekilde yapılmıştır. Ancak, mine ve dentin miktarlarının belirlenerek, minenin hangi miktara kadar olması durumunda bağlanmanın etkilenmeyeceğini araştıran daha fazla sayıda *in vitro* çalışmaya ihtiyaç vardır. Ayrıca, tükürük, bakteri, çeşitli enzimler ve gıda artıklarının da bulunduğu ağız içi koşullar, *in vitro* çalışmalarda tam olarak taklit edilememektedir (12,213). Bu nedenle, bu çalışmadan elde edilen sonuçlar klinik çalışmalarla da desteklenmelidir.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada;

1) Porselen laminat vener (PLV) restorasyonların başarısının, diş yüzeyi, rezin siman ve porselen arasında meydana gelen adezyon kompleksinin bağlanma dayanıklılığına bağlı olduğu,

2) PLV restorasyonların makaslama bağlanma dayanıklılığını, bağlanacak diş yüzeyindeki doku tipinin (mine, dentin, mine-dentin kompleksi) etkilediği,

3) PLV restorasyonlarının maksimum makaslama bağlanma dayanıklılığını sağlamak için, preparasyonun mümkün olduğunca mine içerisinde sınırlı tutulması gerektiği,

4) PLV restorasyonların dayanıklı olması için, preparasyonun tamamen dentin içerisinde olmasından kaçınılması ve dentinin zorunlu olarak açığa çıktığı durumlarda iyi bir bağlanmayı sağlamak amacıyla bir miktar minenin bulunması gerektiği,

5) PLV restorasyonların tamamiyle dentine bağlanması durumunda, makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin olumsuz etkilendiği,

6) Bağlayıcı rezinin tipinin, PLV'lerin bağlanma dayanıklılık değerlerini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değiştirmediği ve ışıkla polimerize olan rezin simanların, hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanlar ile benzer bir bağlanma dayanıklılığı sergilediği,

7) Makaslama bağlanma dayanıklılığı testinin, PLV' lerin klinik performansının değerlendirilmesinde kırılma tipinin büyük oranda adeziv olması nedeni ile uygun ve gerçekçi bir yöntem olduğu,

8) SEM görüntülerinin makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası meydana gelen kırılma tipi bulgularını destekler nitelikte olduğu sonuçlarına varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Wiedhahn, K., Kerschbaum, T., Fasbinder, D.F. (2005). Clinical long-term results with 617 Cerec veneers: a nine-year report. *Int J Comput Dent*, 8 (3), 233-246.

2. Goldstein, R.E., Fritz, M.E. (1981). Esthetics in the dental curriculum. *J Dent Educ*, 45 (6), 355-357.

3. Filho, A.M., 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.

4. Bello, E., Jarvis, R.H. (1997). A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. *J Prosthet Dent*, 78, 437-440.

5. Javaheri, D. (2007). Considerations for planning esthetic treatment with veneers involving no or minimal preparation. *J Am Dent Assoc*, 138 (3), 331-337.

6. Pincus, C.R. (1938). Building mouth personality. *J South Calif Dent Assoc,* 14, 125-129.

7. Calamia, J.R. (1983). Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent*, 53 (6), 255-259.

8. Simonsen, R.J., Calamia, J.R. (1983). Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res.*, 62, 297.

9. Horn, H.R. (1983). Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am*, 27 (4), 671-684.

10. Peumans, M., De Munck, J., Fieuws, S., Lambrechts, P., Vanherle, G., Van Meerbeek, B. (2004). A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*, 6 (1), 65-76.

11. Ibarra, G., Johnson, G.H., Geurtsen, W.,Vargas, M.A. (2007). Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dent Mater*, 23 (2), 218-225.

12. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, 28 (3), 163-177.

13. Ferrari, M., Patroni, S., Balleri, P. (1992). Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 12 (5), 407-413.

14. Cura, C., Saracoglu, A., Cotert, H.S. (2003). Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent*, 89 (4), 394-399.

15. Usumez, A., Aykent, F. (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent*, 90 (1), 24-30.

16. Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, 16 (3), 265-273.

17. Van Meerbeek, B., Vanherle, G., Lambrechts, P., Braem, M. (1992). Dentin- and enamel-bonding agents. *Curr Opin Dent*, 2, 117-127.

18. Pashley, D.H., Ciucchi, B., Sano, H., Horner, J.A. (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int*, 24 (9), 618-631.

19. Calamia, J.R., Simonsen, R.J. (1984). Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *J Dent Res.* , 63, 179.

20. Heymann, H.O. (2006). Additional Conservative Esthetic Procedures: Veneers. T. M. Roberson, Heymann, H.O., Swift, E.J. (Ed.). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (Fifth Edition bs., s. 648-665). St.Louis, Missouri: Mosby, Elsevier.

21. Baratieri, L.N. (1993). Advanced Operative Dentistry (2nd Edition bs.). Sao Paulo: Quintessence Editora Ltd.

22. McIntyre, F. (2000). Restoring esthetics and anterior guidance in worn anterior teeth. A conservative multidisciplinary approach. *J Am Dent Assoc*, 131 (9), 1279-1283.

23. Covey, D.A., de Carvalho Oliveira, F., Jr.,Denehy, G.E. (1987). Selecting an esthetic veneering technique. *Quintessence Int*, 18 (4), 247-252.

24. Toh, C.G., Setcos, J.C., Weinstein, A.R. (1987). Indirect dental laminate veneers--an overview. *J Dent*, 15 (3), 117-124.

25. Bulbule, N.S., Motwani, B.K., Tunkiwala, A., Pakhan, A.J. (2006). Esthetic rehabilitation with laminate veneers. *J Indian Prosthodont.* , 6, 101-104.

26. Bolay, S., Ozturk, E. (2010). Anterior dişlerde estetik uygulamalar: Laminat vener restorasyonlar. *Dişhekimliği Dergisi*, 91 (1), 54-58.

27. Larson, T.D.,Phair, C.B. (1987). The use of a direct bonded microfilled composite resin veneer. *J Am Dent Assoc*, 115 (3), 449-453.

28. Heymann, H.O. (1987). Indirect composite resin veneers: clinical technique and two-year observations. *Quintessence Int*, 18 (2), 111-118.

29. Devlin, H. (2006). Operative Dentistry. Heidelberg: Springer-Verlag.

30. Sheets, C.G., Taniguchi, T. (1990). Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. *J Prosthet Dent*, 64 (4), 406-411.

31. Aschheim, K.W., Dale, B.G. (2000). Esthetic Dentistry: a clinical approach to techniques and materials (2nd edition bs.). St. Louis: Mosby, Inc.

32. Walls, A.W., Steele, J.G.,Wassell, R.W. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: porcelain laminate veneers. *Br Dent J*, 193 (2), 73-76, 79-82.

33. Christensen, G.J. (1985). Veneering of teeth. State of the art. *Dent Clin North Am*, 29 (2), 373-391.

34. Rouse, J.S. (2006). Porcelain Veneers. Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach (s. 463-487). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.

35. Friedman, M.J. (1991). Augmenting restorative dentistry with porcelain veneers. *J Am Dent Assoc*, 122, 29-34.

36. Garber, D.A. (1993). Porcelain laminate veneers: Ten years later. Part 1. Tooth preparation. *J Esthet Dent,* 5, 56-62.

37. Chalifoux, P.R. (1994). Porcelain veneers. *Curr Opin Cosmet Dent*, 58-66.

38. Schmidseder, J. (2000). Color atlas of dental medicine: Aesthetic dentistry. (s. 205-224). Stuttgart: Georg Thieme Verlag

39. Gurel, G. (2004). Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. (s. 231-344). İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti.

40. Schwartz, J.C. (2000). Vertical shoulder preparation design for porcelain laminate veneer restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 12 (5), 517-524; quiz 526.

41. Morley, J. (1997). Smile design--specific considerations. *J Calif Dent Assoc*, 25 (9), 633-637.

42. Morley, J. (1997). Critical elements for the preparation and finishing of direct and indirect anterior restorations. *Contemp Esthet Dent*, 3, 1-6.

43. Tsitrou, E.A., Northeast, S.E., van Noort, R. (2007). Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent*, 35 (1), 68-73.

44. Richter, W.A., Ueno, H. (1973). Relationship of crown margin placement to gingival inflammation. *J Prosthet Dent*, 30 (2), 156-161.

45. Eissmann, H.F., Radke, R.A., Noble, W.H. (1971). Physiologic design criteria for fixed dental restorations. *Dent Clin North Am*, 15 (3), 543-568.

46. Ward, M.T., Tate, W.H.,Powers, J.M. (1995) Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent*, 20 (3), 106-110.

47. Goldstein, G.R., Barnhard, B.R., Penugonda, B. (1991). Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent*, 65 (5), 627-634.

48. Haywood, V.B., Heymann, H.O., Kusy, R.P., Whitley, J.Q., Andreaus, S.B. (1988). Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. *Dent Mater*, 4 (3), 116-121.

49. 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.

50. Friedman, M.J. (1998). A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician's observations. *Compend Contin Educ Dent*, 19 (6), 625-628, 630, 632 passim; quiz 638.

51. Dumfahrt, H., Schaffer, H. (2000). Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *Int J Prosthodont*, 13 (1), 9-18.

52. Sadowsky, S.J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 96 (6), 433-442.

53. Shaini, F.J., Shortall, A.C., Marquis, P.M. (1997). Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *J Oral Rehabil*, 24 (8), 553-559.

54. Magne, P., Douglas, W.H. (2000). Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: intact versus veneered incisors. *Quintessence Int*, 31 (1), 5-18.

55. Ho, H.H., Chu, F.C., Stokes, A.N. (2001). Fracture behavior of human mandibular incisors following endodontic treatment and porcelain veneer restoration. *Int J Prosthodont*, 14 (3), 260-264.

56. Walls, A.W. (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. *Br Dent J*, 178 (9), 337-340.

57. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C., Walsh, E.K. (1986). Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*, 56 (2), 226-229.

58. Castelnuovo, J., Tjan, A.H., Phillips, K., Nicholls, J.I., Kois, J.C. (2000). Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent*, 83 (2), 171-180.

59. Magne, P., Kwon, K.R., Belser, U.C., Hodges, J.S., Douglas, W.H. (1999). Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. *J Prosthet Dent*, 81 (3), 327-334.

60. Stappert, C.F., Ozden, U., Gerds, T., Strub, J.R. (2005). Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*, 94 (2), 132-139.

61. Magne, P., Versluis, A., Douglas, W.H. (1999). Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*, 81 (3), 335-344.

62. Christensen, G.J. (2002). Has tooth structure been replaced? *J Am Dent Assoc*, 133 (1), 103-105.

63. Cherukara, G.P., Davis, G.R., Seymour, K.G., Zou, L., Samarawickrama, D.Y. (2005). Dentin exposure in tooth preparations for porcelain veneers: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 94 (5), 414-420.

64. Atsu, S.S., Aka, P.S., Kucukesmen, H.C., Kilicarslan, M.A., Atakan, C. (2005). Age-related changes in tooth enamel as measured by electron microscopy: implications for porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*, 94 (4), 336-341.

65. Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent*, 17 (3), 144-155.

66. Magne, P., Douglas, W.H. (1999). Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int J Prosthodont*, 12 (2), 111-121.

67. Paul, S.J., Scharer, P. (1997). The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 17 (6), 536-545.

68. Sorensen, J.A., Strutz, J.M., Avera, S.P., Materdomini, D. (1992). Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. *J Prosthet Dent*, 67 (1), 16-22.

69. Dhawan, P., Prakash, H., Shah, N. (2003). Clinical and scanning electron microscopic assessments of porcelain and ceromer resin veneers. *Indian J Dent Res*, 14 (4), 264-278.

70. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Vuylsteke-Wauters, M., Vanherle, G. (1998). Five-year clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Int*, 29 (4), 211-221.

71. Davis, B.K., Aquilino, S.A., Lund, P.S., Diaz-Arnold, A.M., Denehy, G.E. (1990). Subjective evaluation of the effect of porcelain opacity on the resultant color of porcelain veneers. *Int J Prosthodont*, 3 (6), 567-572.

72. Chen, J.H., Shi, C.X., Wang, M., Zhao, S.J., Wang, H. (2005). Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. *J Dent*, 33 (1), 3-8.

73. Spear, F.M. (2004). The esthetic correction of anterior dental mal-alignment conventional vs. instant (restorative) orthodontics. *J Calif Dent Assoc*, 32 (2), 133-141.

74. Felton, D.A. (2004). Do no harm. *J Prosthodont*, 13 (2), 71-72.

75. Kingery, W.D., Bowen, H.K., Uhimann, D.R. (1976). Introduction to Ceramics (2nd Edition. bs., s. 1-19). New York: John Wiley and Sons.

76. Frieman, S. (1991). Engineering Materials Handbook Vol 4: Ceramics and Glasses. (s. 20-40). Philadelphia: ASM International.

77. Uzun, İ. (2006). Seramik ve Kompozit Rezin İnley Restorasyonların Kenar Sızıntısı ve Bu Restorasyonlarda Kullanılan Materyallerin Renk Değişimi Yönünden İn vitro Olarak İncelenmesi.Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara

.

78. Anusavice, K.J. (1992). Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res*, 6, 82-89.

79. Giordano, R.A. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 17 (8), 779-782, 784-776 passim; quiz 794.

80. Claus, H. (1980). Development of metal ceramics. *ZWR*, 89 (3), 36-39.

81. O'Brien, W.J. (2002). Dental Materials and Their Selection (s. 210-224). Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.

82. Yalug, S., Nalbant, L. (1998). Porselen laminate veneer yapım yöntemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1(1), 56-58.

83. McLean, J.W. (1979). The science and art of dental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing CO.

84. Claus, H. (1987). Hi-Ceram methods. Metal-free crowns on a ceramic framework. *Dent Labor (Munch)*, 35 (4), 479-482.

85. McCormick, J.T., Rowland, W., Shillingburg, H.T., Jr., Duncanson, M.G., Jr. (1993). Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int*, 24 (6), 405-408.

86. Craig, R.G. (1997). Ceramics. Restorative Dental Materials (Tenth Edition. bs.). St. Louis: Mosby Year-Book, Inc.

87. Fons-Font, A., Sola-Ruiz, M.F., Granell-Ruiz, M., Labaig-Rueda, C., Martinez-Gonzalez, A. (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11 (3), E297-302.

88. Leinfelder, K.F., Lemons, J.E. (1988). Porcelain. Clinical Restorative Materials and Techniques. Philadelphia: Lea&Febiger

89. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14 (3), 231-238.

90. Wohlwend, A., Scharer, P., Stub, J.R. (1990). Metalloceramic and full ceramic restorations (1). *Quintessenz*, 41 (6), 981-991.

91. Wohlwend, A., Strub, J.R. (1990). Metal ceramic and full ceramic restorations (2). *Quintessenz*, 41 (7), 1161-1175.

92. McLean, J.W. (1988). Ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J*, 164 (10), 310.

93. McCabe, J.F., Walls, A.W.G. (2008). Applied Dental Materials (s. 89-100.). Oxford: Blackwell Publishing Ltd.

94. Andersson, M., Oden, A. (1993). A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 51 (1), 59-64.

95. van Dijken, J.W. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 20 (12), 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.

96. Rosenblum, M.A., Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128 (3), 297-307.

97. Denry, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* (7), 134-143.

98. Qualtrough, A.J., Piddock, V. (1997). Ceramics update. *J Dent*, 25 (2), 91-95.

99. Packham, D.E. (1992). Handbook of Adhesion (s. 18-20.). Essex, UK.: Longman Scientific & Technical.

100. 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.

101. Dayangaç, B., Özgünaltay, G. (1993). Dişhekimliğinde adezyon. *Ege Ünv. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 14, 61-64.

102. Dayangaç, B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd. Şti.

103. Allen, K.W. (1992). Theories of adhesion (s. 473-475). Essex, UK.: Longman Scientific & Technical.

104. Roberson, T., Heymann, H., Swift, E. (2006). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. St. Louis: Mosby-Elsevier.

105. van Noort, R. (1994). Introduction to Dental Materials. New York: Mosby London.

106. Baier, R.E. (1992). Principles of adhesion. *Oper Dent*, Suppl 5, 1-9.

107. Kiremitçi, A., Gökalp, S. (1998). Dentinin ıslanma kritik yüzey gerilimi üzerinde dört dentin adezivin etkisi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 47-52.

108. Buonocore, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34 (6), 849-853.

109. Lopes, G.C., Baratieri, L.N., de Andrada, M.A., Vieira, L.C. (2002). Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int*, 33 (3), 213-224.

110. 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.

111. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. ve diğerleri. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28 (3), 215-235.

112. Gwinnett, A.J. (1971). Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol*, 16 (7), 731-738.

113. Silverstone, L.M. (1974). Fissure sealants. Laboratory studies. *Caries Res*, 8 (1), 2-26.

114. Silverstone, L.M., Saxton, C.A., Dogon, I.L., Fejerskov, O. (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*, 9 (5), 373-387.

115. Retief, D.H. (1992). Clinical applications of enamel adhesives. *Oper Dent*, Suppl 5, 44-49.

116. Retief, D.H., Mandras, R.S., Russell, C.M., Denys, F.R. (1992). Phosphoric acid as a dentin etchant. *Am J Dent*, 5 (1), 24-28.

117. Brannström, M. (1981). Dentin and pulp in restorative dentistry. Nacka, Sweden: Dental Therapeutics AB.

118. Nakabayashi N., P.D.H. (1998). Hybridization of dental hard tissues. : Quintessence Publishing Co, Ltd.

119. Marshall, G.W., Jr., Marshall, S.J., Kinney, J.H., Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25 (6), 441-458.

120. Perdigao, J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am*, 46 (2), 277-301, vi.

121. Roulet, J.F., Degrange, M. (2000). Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry. Leipzig: Quintessence Publishing CO, Inc.

122. Wilson, N.H.F., Roulet, J.F., Fuzzi M. (2006). Operatif Diş Heimliğinde Gelişmeler: Geleceğe Meydan Okumak (c. 2). İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.

123. Tokdemirli, E. (2010). Rezin modifiye cam iyonomer astar üzerine farklı dentin adeziv sistemlerle kompozit rezin uygulamasının dentine bağlanma kuvvetine etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

124. Pashley, D.H. (1985). Dentin-predentin complex and its permeability: physiologic overview. *J Dent Res*, 64 Spec No, 613-620.

125. Hamid, A., Hume, W.R. (1997). The effect of dentine thickness on diffusion of resin monomers in vitro. *J Oral Rehabil*, 24 (1), 20-25.

126. Van Meerbeek, B., Inoue, S., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2001). Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach. J. B. Summit, Robins, J.W., Schwartz, R.S., dos Santo, J. (Ed.). Chicago: Quintessence.

127. Pashley, E.L., Talman, R., Horner, J.A., Pashley, D.H. (1991). Permeability of normal versus carious dentin. *Endod Dent Traumatol*, 7 (5), 207-211.

128. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Verschueren, M., Gladys, S., Braem, M., Lambrechts, P. ve diğerleri. (1994). Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 73 (11), 1690-1702.

129. Breschi, L., Lopes, M., Gobbi, P., Mazzotti, G., Perdigao, J. (2001). Immuno-cytochemical identification of type I collogen on etched human dentin. *J Dent Res*, 80, 249.

130. Kanca, J., 3rd. (1992). Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int*, 23 (1), 39-41.

131. Tay, F.R., Gwinnett, J.A., Wei, S.H. (1996). Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater*, 12 (4), 236-244.

132. Jacobsen, T., Soderholm, K.J. (1995). Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater*, 11 (2), 132-136.

133. Eick, J.D., Gwinnett, A.J., Pashley, D.H., Robinson, S.J. (1997). Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med*, 8 (3), 306-335.

134. Calamia, J.R. (1985). Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int*, 16 (1), 5-12.

135. Plant, C.G., Thomas, G.D. (1987). Porcelain facings: a simple clinical and laboratory method. *Br Dent J*, 163 (7), 231-234.

136. McLaughlin, G., Morrison, J.E. (1988). Porcelain fused to tooth--the state of the art. *Restorative Dent*, 4 (4), 90-94.

137. Reid, J.S., Murray, M.C., Power, S.M. (1988). Porcelain veneers--a four-year follow-up. *Restorative Dent*, 4 (3), 60, 62-64, 66.

138. McComb, D. (1988). Porcelain veneer technique. *Ont Dent*, 65 (4), 25-27, 29, 31-22.

139. Garber, D.A. (1991). Porcelain laminate veneers--to prepare or not to prepare? *Compendium*, 12 (3), 178, 180-172.

140. Schneider, P.M., Messer, L.B., Douglas, W.H. (1981). The effect of enamel surface reduction in vitro on the bonding of composite resin to permanent human enamel. *J Dent Res*, 60 (5), 895-900.

141. Black, J.B. (1982). Esthetic restoration of tetracycline-stained teeth. *J Am Dent Assoc*, 104 (6), 846-852.

142. Stacey, G.D. (1993). A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *J Prosthet Dent*, 70 (5), 395-402.

143. Troedson, M., Derand, T. (1998). Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. A finite element method study. *Acta Odontol Scand*, 56 (5), 257-262.

144. 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.

145. Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26 (1), 1-20.

146. Nattress, B.R., Youngson, C.C., Patterson, C.J., Martin, D.M., Ralph, J.P. (1995). An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *J Dent*, 23 (3), 165-170.

147. Kramer, N., Lohbauer, U., Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*, 13 (Spec No), 60D-76D.

148. Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89 (3), 268-274.

149. Kato, H., Matsumura, H., Atsuta, M. (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*, 27 (2), 103-110.

150. Albers, H.F. (1989). Bonded tooth colored restoratives: indirect bonded restorations. (s. 1-42 Supplement). Santa Rosa: Alto Books.

151. Stangel, I., Nathanson, D., Hsu, C.S. (1987). Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res*, 66 (9), 1460-1465.

152. Lacy, A.M., LaLuz, J., Watanabe, L.G., Dellinges, M. (1988). Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent*, 60 (3), 288-291.

153. Lu, R., Harcourt, J.K., Tyas, M.J., Alexander, B. (1992). An investigation of the composite resin/porcelain interface. *Aust Dent J*, 37 (1), 12-19.

154. 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.

155. Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J., Lambrechts, P., Peumans, M. (2006). Bonding to Enamel and Dentin. J. B. Summit, Robins, J.W., Hilton, T.J., Schwartz, R.S. (Ed.). Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach (3rd bs.). Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.

156. Fusayama, T. (1993). Biologic problems of the light-cured composite resin. *Quintessence Int*, 24 (4), 225-226.

157. Erickson, R.L. (1992). Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*, Suppl 5, 81-94.

158. Crim, G.A. (1990). Prepolymerization of Gluma 4 sealer: effect on bonding. *Am J Dent*, 3 (1), 25-27.

159. Hansen, S.E., Swift, E.J., Jr. (1989). Microleakage with Gluma: effects of unfilled resin polymerization and storage time. *Am J Dent*, 2 (5), 266-268.

160. Rueggeberg, F.A., Margeson, D.H. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*, 69 (10), 1652-1658.

161. Van Meerbeek, B., Vargas, S., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent*, 6, 119-144.

162. Pashley, D.H., Carvalho, R.M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, 25 (5), 355-372.

163. Chigira, H., Yukitani, W., Hasegawa, T., Manabe, A., Itoh, K., Hayakawa, T. ve diğerleri. (1994). Self-etching dentin primers containing phenyl-P. *J Dent Res*, 73 (5), 1088-1095.

164. Watanabe, I., Nakabayashi, N., Pashley, D.H. (1994). Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*, 73 (6), 1212-1220.

165. Inoue, S., Van Meerbeek, B., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G. ve diğerleri. (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*, 17 (5), 445-455.

166. Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 79 (2), 709-714.

167. Fukuda, R., Yoshida, Y., Nakayama, Y., Okazaki, M., Inoue, S., Sano, H. ve diğerleri. (2003). Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials*, 24 (11), 1861-1867.

168. Della Bona, A., van Noort, R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*, 74 (9), 1591-1596.

169. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C., Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 26 (2), e38-49.

170. Versluis, A., Tantbirojn, D., Douglas, W.H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76 (6), 1298-1307.

171. 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.

172. Triolo, P.T., Jr., Swift, E.J., Jr. (1992). Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater*, 8 (6), 370-374.

173. Triolo, P.T., Jr., Swift, E.J., Jr.,Barkmeier, W.W. (1995). Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. *Oper Dent*, 20 (2), 46-50.

174. Fritz, U.B., Finger, W.J., Uno, S. (1996). Resin-modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin. *Dent Mater*, 12 (3), 161-166.

175. Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I.C., Cardew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *J Dent*, 17 (2), 61-67.

176. Fowler, C.S., Swartz, M.L., Moore, B.K., Rhodes, B.F. (1992). Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater*, 8 (4), 265-269.

177. Cardoso, P.E., Braga, R.R., Carrilho, M.R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14 (6), 394-398.

178. Söderholm, K.J.M. (1991). Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive materials: A report of the ASC MD 156 task group on test methods for adhesion of restorative materials. *Dent Mater*, 7, 74-83.

179. Shimada, Y., Kikushima, D., Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of resin-bonding systems to cervical enamel. *Am J Dent*, 15 (6), 373-377.

180. Kohn, W.G., Collins, A.S., Cleveland, J.L., Harte, J.A., Eklund, K.J., Malvitz, D.M. (2003). Guidelines for infection control in dental health-care settings--2003. *MMWR Recomm Rep*, 52 (RR-17), 1-61.

181. DeWald, J.P. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater*, 13 (2), 74-81.

182. Mitchem, J.C., Gronas, D.G. (1986). Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc*, 113 (2), 285-287.

183. Miyazaki, M., Iwasaki, K., Onose, H., Moore, B.K. (1999). Resin-modified glass-ionomers: effect of dentin primer application on the development of bond strength. *Eur J Oral Sci*, 107 (5), 393-399.

184. Cho, S.H., Chang W.G., Lim, B.S., Lee, Y.K. (2006). Effect of die spacer thickness on shear bond strength of porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*, 95, 201-208.

185. Aykor, A., Ozel, E. (2009). Five-year clinical evaluation of 300 teeth restored with porcelain laminate veneers using total-etch and a modified self-etch adhesive system. *Oper Dent*, 34 (5), 516-523.

186. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1999). Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. *Dent Mater*, 15 (2), 105-119.

187. Ozturk, E., Hickel, R., Bolay, S., Ilie, N. (2010). Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Investig,* DOI 10.1007/s00784-010-0482-y.

188. Akgungor, G., Akkayan, B., Gaucher, H. (2005). Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent*, 94 (3), 234-241.

189. Abo-Hamar, S.E., Hiller, K.A., Jung, H., Federlin, M., Friedl, K.H., Schmalz, G. (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig*, 9 (3), 161-167.

190. Christensen, G.J. (1991). Have porcelain veneers arrived? *J Am Dent Assoc*, 122 (1), 81.

191. De Munck, J., 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. *J Dent Res*, 84 (2), 118-132.

192. Olgart, L., Brannstrom, M., Johnson, G. (1974). Invasion of bacteria into dentinal tubules. Experiments in vivo and in vitro. *Acta Odontol Scand*, 32 (1), 61-70.

193. Brannstrom, M. (1992). Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc*, 88 Suppl 1, 7-13.

194. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98 (5), 389-404.

195. Blatz, M.B., Sadan, A., Martin, J., Lang, B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 91 (4), 356-362.

196. Pazin, M.C., Moraes, R.R., Goncalves, L.S., Borges, G.A., Sinhoreti, M.A., Correr-Sobrinho, L. (2008). Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. *J Oral Sci*, 50 (2), 131-136.

197. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Crispin, B.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*, 80 (3), 280-301.

198. Nathanson, D., Banasr, F. (2002). Color stability of resin cements--an in vitro study. *Pract Proced Aesthet Dent*, 14 (6), 449-455; quiz 456.

199. Lu, H., Powers, J.M. (2004). Color stability of resin cements after accelerated aging. *Am J Dent*, 17 (5), 354-358.

200. Moraes, R.R., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M.A., Puppin-Rontani, R.M., Ogliari, F.A., Piva, E. (2008). Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 85 (1), 160-165.

201. Tarle, Z., Knezevic, A., Demoli, N., Meniga, A., Sutaloa, J., Unterbrink, G. ve diğerleri. (2006). Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent*, 31 (2), 219-226.

202. Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T. ve diğerleri. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, 23 (1), 71-80.

203. Pekkan, G., Hekimoglu, C. (2009). Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent*, 102 (4), 242-252.

204. Stewart, G.P., Jain, P., Hodges, J. (2002). Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent*, 88 (3), 277-284.

205. Andreasen, F.M., Flugge, E., Daugaard-Jensen, J., Munksgaard, E.C. (1992). Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. An experimental study. *Endod Dent Traumatol*, 8 (1), 30-35.

206. Stokes, A.N., Hood, J.A. (1993). Impact fracture characteristics of intact and crowned human central incisors. *J Oral Rehabil*, 20 (1), 89-95.

207. Aristidis, G.A., Dimitra, B. (2002). Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. *Quintessence Int*, 33 (3), 185-189.

208. Fradeani, M. (1998). Six-year follow-up with Empress veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 18 (3), 216-225.

209. Magne, P., Perroud, R., Hodges, J.S., Belser, U.C. (2000). Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 20 (5), 440-457.

210. Dunne, S.M., Millar, B.J. (1993). A longitudinal study of the clinical performance of resin bonded bridges and splints. *Br Dent J*, 174 (11), 405-411.

211. Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., Carvalho, R.M. (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 11 (2), 117-125.

212. Scherrer, S.S., Cesar, P.F., Swain, M.V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*, 26 (2), e78-93.

213. Walker, M.P., Haj-Ali, R., Wang, Y., Hunziker, D., Williams, K.B. (2006). Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dent Mater*, 22 (11), 1002-1007.

EK 1

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Personel Dairesi Başkanlığı

Sayı : B.30.2.HAC.70.71.02-D-5092-02532 4.2.09

Konu : Elif Öztürk hk.

İLGİLİ MAKAMA

Aşağıda bilgileri verilen akademik personelin yurt dışında görevlendirilmesi Üniversitemizce uygun görülmüştür.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr.Uğur ERDENER
Rektör

Unvanı, Adı ve Soyadı	: Elif Öztürk
Görev Yeri ve Görevi	: Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi
Görevli Gideceği Ülke	: Almanya – Münih
Görevlendirme Konusu	: Münih Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde doktora tez çalışmasını gerçekleştirmek üzere
Görevli Olduğu Tarihler	: 23 Mart – 23 Eylül 2009
Görevlendirmenin Dayanağı	: 2547 Sayılı Kanunun 39.maddesi uyarınca

Hacettepe Üniversitesi Personel Dairesi Başkanlığı 06100 Sıhhiye - Ankara E-posta: personel@hacettepe.edu.tr
Telefon: Merkez (0 312) 305 24 00 - 10 25 - 30 54 Faks: (0 312) 309 06 20 Beytepe (0 312) 297 65 50
Faks: (0 312) 297 65 51

EK 2

LMU KLINIKUM DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

POLIKLINIK FÜR ZAHNERHALTUNG
UND PARODONTOLOGIE
PROF. DR. REINHARD HICKEL

Klinikum der Universität München - Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie,
Goethestr. 70, 80336 München

Telefon +49 (0)89 5160-9301
Telefax +49 (0)89 5160-9302
Ambulanz: + 49 (0)89 5160-9333
Anmeldung: + 49 (0)89 5160-8233
sekretariat@dent.med.uni-muenchen.de

www.dent.med.uni-muenchen.de

Postanschrift:
Goethestr. 70
D-80336 München

Ms Elif Ozturk
Hacettepe University
Department of Conservative Dentistry
06100 Sihhiye Ankara
Turkey

Ihr Zeichen: | Unser Zeichen: Hi/Ru | München, 03.02.2011

To whom it may concern

Munich University has beside a few other European Universities given the promise to IADR-CED to take up candidates who won a stipend at the IADR-CED competition.

Following the decision of the IADR-CED which honoured Ms Ozturk with a visiting scholar stipend recently I give the permission for Ms Ozturk to come to Munich to do your research 'In vitro evaluation of shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel and dentin' in our department.

I herewith confirm that Ms Elif Ozturk can spend the time of ca. half a year in our lab and use the necessary equipment and get the supervision of my project leader Dr. Ilie. The start of the project should be February 2009.

R. Hickel

Prof. Dr. R. Hickel

Dean of Dental School

EK 3

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Tıp Fakültesi
Tıbbi Cerrahi ve İlaç Araştırmaları Etik Kurulu

Sayı : B.30.2.HAC.0.01.00.05/ 1248
Konu :

20 EYLÜL 2007

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 13 EYLÜL 2007 PERŞEMBE günü
Toplantı No : 2007/09
Proje No : FON 07/27 (Değerlendirme Tarihi: 21.06.2007)
Karar No : FON 07/27 – 42

Üniversitemiz Dişhekimliği Fakültesi Dişhastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Şükran Bolay'ın sorumlu araştırmacısı olduğu, Dt. Elif Öztürk ile birlikte çalışacakları FON 07/27 kayıt numaralı ve ***"Anterior Dişlere Uygulanan Porselen Laminate Venerlerin Klinik ve İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi"*** başlıklı proje önerisi kurulumuzda değerlendirilmiş olup, tıbbi etik açıdan uygun bulunmuştur.

1. Prof.Dr. E. Rüştü Onur (Başkan)
2. Prof.Dr. Sema Özer (Üye)
3. Prof.Dr. M. Emin Şenocak (Üye)
4. Prof.Dr. Meral Kanbak (Üye) K A T I L M A D I
5. Prof.Dr. Türkan Eldem (Üye) Katılmadı
6. Prof.Dr. Gökhan Gedikoğlu (Üye) K A T I L M A D I
7. Prof.Dr. Erdem Aydın (Üye)
8. Prof.Dr. Ediz Demirpençe (Üye)
9. Prof.Dr. Alev Türker (Üye)
10. Doç.Dr. Ümit Yaşar (Üye)
11. Doç.Dr. Zafer Çehreli (Üye)
12. Dr. Meltem Şengelen (Üye)
13. Avukat Serpil Besni (Üye)

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi, Cerrahi ve İlaç Araştırmaları Etik Kurulu 60100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: (0312) 305 10 82 Faks: (0312) 310 05 80 E-posta: hums@hacettepe.edu.tr

ÖZGEÇMİŞ

2004 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. İki yıl kendi muayenehanesinde serbest dişhekimi olarak çalıştıktan sonra 2006 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora öğrenimine başladı. 2008 yılında Continental European Division of the International Association of Dental Research **(CED.IADR)'** in verdiği **CED.IADR Visiting Scholar Stipend**'i **'In vitro evaluation of shear bond strength of porcelain laminate veneers to dental hard tissues'** başlıklı proje ile kazanarak, 2009 yılının Mart-Ekim ayları arasında 7 ay süre ile Almanya-Münih'de bulunan Ludwig Maximillians Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Hekimliği Bölümü araştırma laboratuvarlarında çalıştı. Aynı süre içerisinde, **TÜBİTAK** yurtdışı araştırma bursu ile **'Effect of adhesive cements on masking ability and contrast ratios of two types of porcelain laminate veneers'** projesinin çalışmalarını gerçekleştirdi. Hacettepe Üniversitesi Ankara Devlet Konservatuarı Yarı Zamanlı Gitar Anasanat Dalı 2006 yılı mezunudur. Aynı zamanda Gençlik ve Spor Genel Müdürlüğü Spor Eğitimi Dairesi Başkanlığı'na bağlı 1. Kademe buz pateni antrenörüdür. International Association of Dental Research üyesidir. **Clinical Dentistry&Research** dergisi yayın kurulunun teknik kurulunda 2009 yılından beri çalışmaktadır.Yayınlanan makaleleri ve katılmış olduğu bilimsel etkinlikler aşağıda gösterilmiştir.

BİLDİĞİ YABANCI DİLLER:

İngilizce

Almanca

ULUSAL YAYINLAR:

1) Şükran Bolay, **Elif Öztürk**. Anterior dişlerde estetik uygulamalar: Laminat vener restorasyonlar. *Dişhekimliği Dergisi* 2010, 91 (1), 54-58.

ULUSLARARASI YAYINLAR:

1) **Elif Öztürk**, Reinhard Hickel, Şükran Bolay, Nicoleta Ilie. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clinical Oral Investigations* (Baskıda). Kabul Tarihi: 17 Ekim 2010. İnternet ortamında yayınlanma tarihi: 6 Kasım 2010 (DOI 10.1007/s00784-010-0482-y).
2) **Elif Öztürk**, Şükran Bolay, Erhan Tüzgiray, Merih Baykara. Esthetic restoration procedures of endodontically treated anterior roots: Three year survival of fiber-reinforced posts. Clinical Dentistry&Research (Baskıda). Kabul Tarihi: 01.02.2011.
3) Şükran Bolay, **Elif Öztürk**, Behram Tuncel, Atilla Ertan. An *in vitro* study on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with or without post systems. Journal of Dental Sciences.

ULUSLARARASI KONGRELERDE SUNULAN BİLDİRİLER:

1. **Ozturk E**, Bolay S, Gorduysuz O. Esthetic Restoration Procedures of Endodontically Treated Anterior Roots. 12. Congress of BASS 2007 in İstanbul-Turkey, Poster Sunumu.
2. Bolay S, **Ozturk E**, Taskınsel E, Gokalp S. .Clinical Evaluation of Endodontically Treated Teeth Restored with Fiber-Reinforced Posts. 12. Congress of BASS 2007 in İstanbul-Turkey, Sözlü Sunum.
3. Bolay S, **Ozturk E**, Tuncel B, Ertan A. In Vitro Evaluation of Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with Different Post Systems. 11. Congress of EPA 2007 in Athens-Greece, Poster Sunumu.
4. **Ozturk E**, Bolay S. The effects of Er:YAG laser irradiation on enamel caries prevention. 86th IADR General Season 2008 in Toronto-Canada, Poster Sunumu.

5. **Ozturk E**, Bolay S, Tuzgiray E, Baykara M. Esthetic Restoration Procedures of Endodontically Treated Anterior Roots. 18-21 September 2008. Florance-Italy, Poster Sunumu.
6. **Ozturk E**, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting cements: Influence of curing time. 44th Meeting of the IADR-CED. 10-12 September 2009. Munich-Germany, Poster Sunumu.
7. **Ozturk E**, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. 88th Genaral Session&Exhibition of the IADR. July 14-17, 2010. Barcelona-Spain, Poster Sunumu.

ULUSAL KONGRELERDE SUNULAN BİLDİRİLER:

1. **Elif Öztürk,** Diş Hastalıkları ve Tedavisi kliniğinin tanıtımı. Hacettepe Üniversitesi ARGE Proje Pazarı 2010 (HÜ-ARGEPP'10) Hacettepe Üniversitesi Patent Bilgi Günleri 2010 (HÜ-PBG'10), Sözlü Sunum, 11 Mayıs 2010, Ankara.

ULUSLARARASI BURSLAR/ÖDÜLLER:

Elif Öztürk. 'In vitro evaluation of shear bond strength of porcelain laminate veneers to dental hard tissues' CED.IADR Visiting Scholar Stipend 2008 yılı kazananı.

ULUSAL BURSLAR:

Elif Öztürk. Tübitak Yurt içi Doktora Bursiyeri (TUBİTAK-2211).

PROJELER:

1. Anterior dişlere uygulanan porselen laminate venerlerin klinik ve in vitro olarak değerlendirilmesi (Devam ediyor). Proje Yürütücüsü: Prof.

Dr. Şükran Bolay, Yardımcı Araştırmacı: Dt. Elif Öztürk, Destekleyen Kuruluş: Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi, Program: Altyapı Projesi.

2. Effect of adhesive cements on masking ability and contrast ratios of two types of porcelain laminate veneers (Adeziv simanların iki farklı porselen laminat venerin kontrast oranı ve maskeleme yeteneği üzerine etkisi) (Devam ediyor). Araştırmacı: Elif Öztürk, Destekleyen Kuruluş: TÜBİTAK, Program Adı: 2214-Yurt Dışı Araştırma Burs Programı.

HAKEMLİKLER:

1. 87th General Session of IADR/AADR/CADR, 2009, Miami, Fla., U.S.A.