

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ÖLÇÜ MADDELERİNİN DENTİN
TÜBÜLLERİNE PENETRASYONUNA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

HAZIRLAYAN

HASAN YILDIRIM ÖZER

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2024

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ÖLÇÜ MADDELERİNİN DENTİN
TÜBÜLLERİNE PENETRASYONUNA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

HAZIRLAYAN

HASAN YILDIRIM ÖZER

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. SELİM ERKUT

ANKARA – 2024

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalı Doktora Programı çerçevesinde Hasan Yıldırım ÖZER tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki juri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 19/07/2024

Tez Adı: FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ÖLÇÜ MADDELERİNİN DENTİN TUBÜLLERİNE PENETRASYONUNA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Tez Juri Üyeleri (Unvan, Adı – Soyadı, Kurumu)

İmza

ONAY

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK
RAPORU

Tarih: 24 / 06 / 2024

Öğrencinin Adı, Soyadı: HASAN YILDIRIM ÖZER

Öğrencinin Numarası:21710495

Anabilim Dalı: PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

Programı: DOKTORA

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:

Tez Başlığı: FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ÖLÇÜ MADDELERİNİN DENTİN TUBÜLLERİNE PENETRASYONUNA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Yukarıda başlığı belirtilen Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 72 sayfalık kısmına ilişkin, 21/ 06 / 2024 tarihinde tez danışmanım tarafından TURNITIN adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı %5'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimde her anlamda çok şey öğrendiğim, her zaman arkamda duran, bilgi ve tecrübelerini paylaşarak hekimliğimde ilerlememde çok yardımcı olan, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum ve her zaman gurur duyacağım değerli

Doktora eğitimim boyunca desteklerini hiç esirgemeyen değerli

Tez çalışmama sonsuz katkıları ve destekleri olan, yol gösteren değerli hocalarım

Doktora eğitimim ve tez sürecimde desteklerini ve tecrübelerini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocalarım

Doktora eğitimimin başından sonuna kadar desteklerini esirgemeyen hep yanımda olan

Her zaman güler yüzlü, yardımcı ve destekleyici olan Protetik Diş Tedavisi bölümü klinik, laboratuvar personeline ve değerli asistan arkadaşlarıma

Doktora sürecimde her zaman yanımda olan değerli dostum ve çömezim

Hiçbir zaman desteğini esirgemeyen

Doktora eğitim sürecim ve iş hayatımda her zaman yanımda olan abim

Hayatımın her anında yanımda olmasını bir şans bildiğim değerli meslektaşım ve biricik eşim

Eğitimim ve hayatımda her zaman arkamda duran ailem

Sonsuz teşekkürler

ÖZET

Farklı Yüzey İşlemlerinin Ölçü Maddelerinin Dentin Tübüllerine Penetrasyonuna Etkisinin İncelenmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Doktora Programı, 2024.

Bu in vitro çalışmanın amacı, sabit protetik restorasyon amaçlı ölçü alımı öncesinde diş yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemleriyle; hidrofilik bir ölçü maddesi ve diş yüzeyindeki etkileşimin incelenmesidir. Bu amaçla ölçü alma aşamasında farklı retraksiyon solüsyonu ve immediat dentin sealing (IDS) protokolü etkisi de değerlendirilecektir. Bu işlemler sonrasında ölçü maddelerinin dentin tübüllerine olan penetrasyonu taramalı elektron mikroskopu (SEM) analiziyle incelenip kantitatif olarak gruplar arası karşılaştırmalar yapılacaktır. Çalışmada 60 adet dolgusuz 18-35 yaşlar arasındaki hastalardan çekilmiş molar diş kullanıldı. Dişler, 30.000 devir/dakika (Dentsply Sirona, Amerika) hızında aeratör ile su soğutması altında dişin okluzal minesinden dentin yüzeyine kadar önce büyük grid boyutuna sahip yeşil kuşaklı elmas shoulder frez ile (Lot: 22906) (GZ Instrumente, Avusturya) ardından daha küçük grid boyutuna sahip kırmızı kuşaklı elmas shoulder frez ile (Lot: 14181) (GZ Instrumente, Avusturya) horizontal olarak aşındırıldı. Bu aşındırma işlemi tamamlandığında dentin yüzeyinde düz bir zemin elde edildi. Preparasyonu tamamlanan 60 örnek rastgele 6 gruba ayrıldı (n=10): Grup K: Kontrol grubu, Grup A: AlCl₃ grubu (ViscoStat™ Clear %25, Ultradent Products, Amerika), Grup F: Ferrik Sülfat grubu (Astringedent™ X %12.7, Ultradent Products, Amerika), Grup I: IDS grubu (Clearfil Se Bond, KURARAY, Japonya), Grup IA: IDS+ AlCl₃ grubu, Grup IF: IDS+Ferrik Sülfat grubu. Yüzey işlemleri tamamlanan dişlere polivinilsiloksan (PVS) (KETTENBACH Panasil Initial Contact X-Light, Amerika) ölçü materyali enjekte edildi ve daha sonra hafif hava basıncı kullanılarak ölçü yüzeyleri üzerinde hafifçe dağıtıldı. Materyal, üreticinin talimatları izlenerek klinik ortamda olduğu gibi normal şekilde sertleşmeye bırakıldı. Sertleşen ölçü dikkatli bir şekilde diş yüzeyinden ayrıldı. SEM analizi Gaziantep Üniversitesi ULUTEM ve Bilkent Üniversitesi UNAM'da yapıldı. Analizde dentin tübüllerine nüfuz eden ölçü materyali ve yapılan işlemlerin yüzeyde oluşturduğu değişikliklerin görüntülenmesi hedeflendi. Ölçü malzemesi uzantılarının (impression tags) uzunluklarını ve çaplarını belirlemek için SEM görüntüleri üzerinde Öklid analizi ölçümleri yapıldı. Şekil indeksi olarak, düzensiz şekilli nesnelere bir ölçüsü olarak tanımlanan fraktal analiz kullanıldı. Sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile

test edilmiştir. Normal dağılan değişkenlerin 6 grupta karşılaştırılmasında ANOVA ve Tukey testi kullanılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre IDS uygulaması yapılan gruplarda hidrofilik ölçü maddesinin dentin tübüllerine penetrasyonu IDS uygulaması yapılmayan gruplara göre anlamlı oranda düşük bulunmuştur. Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA20/06) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Alüminyum Klorit, Ferrik Sülfat, IDS, Dentin Tübülleri, Dentin Tübul Penetrasyonu

ABSTRACT

Investigation of the Effect of Different Surface Treatments on the Penetration of Impression Agents into Dentin Tubules. Baskent University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics, PhD Programme, 2024.

The aim of this in vitro study is to investigate the interaction between a hydrophilic impression material and the tooth surface with different surface treatments applied to the tooth surface prior to impression taking for fixed prosthetic restoration. For this purpose, the effect of different retraction solutions and immediate dentin sealing (IDS) protocols will also be evaluated during the impression taking phase. After these procedures, the penetration of the impression materials into the dentinal tubules will be examined by scanning electron microscope (SEM) analysis and quantitative comparisons will be made between the groups. In the study, 60 unfilled molars extracted from patients aged 18-35 years were used. The teeth were abraded horizontally from the occlusal enamel of the tooth to the dentin surface under water cooling with an aerator at a speed of 30,000 rpm (Dentsply Sirona, USA), first with a large grid size green-belted diamond shoulder bur (Lot: 22906) (GZ Instrumente, Austria) and then with a smaller grid size red-belted diamond shoulder bur (Lot: 14181) (GZ Instrumente, Austria). When this abrasion was completed, a flat surface was obtained on the dentin surface. The 60 prepared specimens were randomly divided into 6 groups (n=10): Group K: Control group, Group A: AlCl₃ group (ViscoStat™ Clear 25%, Ultradent Products, USA), Group F: Ferric sulfate group (Astringedent™ X 12.7%, Ultradent Products, USA), Group I: IDS group (Clearfil Se Bond, KURARAY, Japan), Group IA: IDS+ AlCl₃ group, Group IF: IDS+Ferric sulfate group. Polyvinylsiloxane (PVS) (KETTENBACH Panasil Initial Contact X-Light, USA) impression material was injected into the surface treated teeth and then gently distributed over the impression surfaces using light air pressure. The material was allowed to harden normally as in a clinical setting, following the manufacturer's instructions. The hardened impression was carefully removed from the tooth surface. SEM analysis was performed at Gaziantep University ULUTEM and Bilkent University UNAM. The aim of the analysis was to visualize the impression material penetrating the dentinal tubules and the changes on the surface caused by the procedures. Euclidean analysis measurements were performed on SEM images to determine the lengths and diameters of impression tags. Fractal analysis, defined as a measure of irregularly shaped objects, was used as a shape index. The conformity of numerical variables to normal distribution was

tested by Shaphiro Wilk test. ANOVA and Tukey test were used to compare normally distributed variables in 6 groups. According to the results of our study, the penetration of the hydrophilic impression material into the dentinal tubules was found to be significantly lower in the groups with IDS application compared to the groups without IDS application. This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no: D-DA20/06) and supported by Baskent University Research Fund.

Keywords: Aluminum chloride, Ferric sulfate, IDS, Dentin Tubules, Dentin Tubule Penetration

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SİMGELER VE ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Preparasyon İlkeleri	3
2.1.1. Diş yapısının korunması	4
2.1.2. Tutuculuk ve direnç	4
2.1.3. Yapısal dayanıklılık	5
2.1.4. Marjinal bütünlük.....	6
2.1.5. Periodonsiyumun korunması	8
2.1.6. Preparasyon bitim marjini- dişeti ilişkisi.....	8
2.1.7. Bitim marjininin meydana çıkarılması	10
2.2. Dişeti Retraksiyonu.....	11
2.2.1. Dişeti retraksiyon yöntemleri.....	11
2.2.2. Vazokonstriktörler	14
2.2.3. Astringentler	14
2.3. Adezyon.....	19
2.3.1. Dentin tübülleri	19
2.3.2. Diş dokusu-rezin bağlantısı	22
2.3.3. Oksijen kısıtlama tabakası (OKT).....	24
2.3.4. İndirekt adeziv restorasyon için dentin adeziv ajanın kanıta dayalı klinik uygulaması	25
2.3.5. IDS'yi destekleyen pratik ve klinik gerçekler	27
2.4. Diş hekimliğinde ölçü.....	28
2.4.1. Dental ölçü malzemelerinin kısa tarihçesi	30
2.4.2. Ölçü malzemesi genel özellikleri	31

2.4.3. Materyal uyumsuzlukları	36
2.4.4. Ölçü malzemeleri.....	37
2.5. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM).....	40
2.6. Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi (EDX).....	41
2.7. Fraktal Analiz	43
2.8. Çalışma Hipotezi	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
3.1. Örneklerin Seçimi	46
3.2. Örneklerin Preparasyonu	47
3.3. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	49
3.4. SEM Analizi.....	56
3.5. Ölçülen Değişkenler	56
3.6. İstatistiksel Analiz.....	57
4. BULGULAR	58
4.1. Çoklu Karşılaştırmalar	60
4.1.1. Fraktal analiz karşılaştırılması	60
4.1.2. Öklid analizi karşılaştırılması	61
4.2. Yüzey İşlemleri Sonrası Görüntüleme Bulguları.....	63
5. TARTIŞMA.....	74
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	89
KAYNAKLAR.....	91

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışma gruplarının özet şeklinde anlatımı	50
Tablo 4.1. Numunelerin analiz sonuçları	59
Tablo 4.2. Fraktal analiz karşılaştırılması.....	60
Tablo 4.3. Öklid analizi karşılaştırılması.....	62

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Fonksiyonel ve fonksiyonel olmayan tüberküllerde yapılması gereken aşındırma miktarı (30).....	5
Şekil 2.2. Chamfer bitim şekli (34).....	6
Şekil 2.3. Shoulder bitim şekli (35).....	7
Şekil 2.4. Knife edge bitim şekli (35).....	8
Şekil 2.5. Hemostatik ajanların Ph değerleri (44).....	17
Şekil 2.6. Dentin tübüllerinin heterojen yapısı. Tübüllerin bir kesitinin taramalı elektron mikrografı (85).....	20
Şekil 2.7. Sierpinski'nin halısı (269).....	45
Şekil 3. 1. Dişin okluzal minesinden yeşil kuşaklı elmas frezle horizontal olarak aşındırılması.....	48
Şekil 3.2. Dişin okluzal minesinden kırmızı kuşaklı elmas frezle horizontal olarak aşındırılması.....	48
Şekil 3.3. Zımpara işlemi tamamlanmış düz dentin yüzeyi.....	49
Şekil 3.4. AlCl ₃ (ViscoStat™ Clear %25).....	51
Şekil 3. 5. Ferrik Sülfat (Astringedent™ X %12.7).....	51
Şekil 3.6. Dentin yüzeyine Ferrik Sülfat uygulanması.....	52
Şekil 3.7. Dentine AlCl ₃ uygulanması.....	52
Şekil 3.8. Adeziv sistemi.....	53
Şekil 3.9. Dentine IDS uygulanması.....	53
Şekil 3.10. Hibridize edilmiş dentin yüzeye gliserin jel uygulaması (Ivoclar Liquid Strip, İsviçre).....	54
Şekil 3.11. IDS'in polimerizasyonu.....	54
Şekil 3.12. PVS ölçü maddesi (KETTENBACH Panasil İnitial Contact X-Light, Amerika).....	55
Şekil 3.13. Numunelerden ölçü alınması.....	55
Şekil 3.14. SEM cihazı.....	56
Şekil 4.1. a) Kontrol grubu. b) AlCl ₃ grubu. c) Ferrik Sülfat grubu. d) IDS grubu. e) IDS+Ferrik Sülfat grubu. f) IDS+ AlCl ₃ grubu.....	58
Şekil 4.2. Kontrol grubuna ait SEM yüzey görüntüsü.....	63
Şekil 4.3. Kontrol grubuna ait EDX analizi.....	64
Şekil 4.4. AlCl ₃ grubuna ait SEM görüntüsü.....	65
Şekil 4.5. AlCl ₃ grubuna ait EDX analizi.....	66
Şekil 4.6. Ferrik Sülfat grubuna ait SEM görüntüsü.....	66
Şekil 4.7. Ferrik Sülfat grubuna ait EDX analizi.....	67
Şekil 4.8. IDS grubuna ait SEM görüntüsü.....	68
Şekil 4 9. IDS grubuna ait EDX analizi.....	68
Şekil 4.10. IDS+AlCl ₃ grubuna ait SEM görüntüsü.....	69
Şekil 4.11. IDS+AlCl ₃ grubuna ait EDX analizi.....	70
Şekil 4.12. IDS+Ferrik Sülfat grubuna ait SEM görüntüsü.....	70
Şekil 4.13. IDS+Ferrik Sülfat grubuna ait EDX analizi.....	71
Şekil 4.14. AlCl ₃ grubuna ait çatlamış dişteki SEM görüntüsü.....	72
Şekil 4.15. Ferrik Sülfat grubuna ait çatlamış dişteki SEM görüntüsü.....	72
Şekil 4.16. Kontrol grubuna ait çatlamış dişteki SEM görüntüsü.....	73

SİMGELER VE ŞEKİLLER LİSTESİ

IDS	Immediate Dentin Sealing
cm ²	santimetrekare
mm	milimetre
%	yüzde
AlCl ₃	alüminyum klorit
N	newton
mm ²	milimetrekare
PVS	polivinilsiloksan
pH	power of hydrogen
H ₂ O ₂	hidrojen peroksit
ABS	ankaferd kan durdurucu
Al ₂ (SO ₄) ₃	alüminyum sülfat
KAl(SO ₄) ₂	alüminyum potasyum sülfat
Er: YAG	erbium: yttrium-aluminium-garnet
CO ₂	karbondioksit
Nd: YAG	neodymium: yttrium-aluminium-garnet
µm	mikrometre
MDS	mine dentin sınırı
nm	nanometre
EDTA	etilen diamin tetraasetik asit
OKT	oksijen kısıtlama tabakası
DBA	dentin bağlama ajanı
T	akma gerilimi
γ	akma hızı
SEM	taramalı elektron mikroskop
EDX	enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi
cm	santimetre
keV	kilo elektron volt
kg	kilogram

mmol	milimol
ppm	parts per million
log	logaritma
ULUTEM	Uluğ Bey Yüksek Teknoloji Araştırma Merkezi
UNAM	Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi
dk	dakika
s	saniye
α	alfa
β	beta
DDSt	gecikmiş dentin kapatma tekniği
~	yaklaşık
RC	rezin kaplama

1. GİRİŞ

Adeziv diş hekimliğinin gelişmesi yüksek estetik özellikler ve düşük invazivlikle birlikte; yüksek bağlanma gücü ve düşük dekolman potansiyeli olan restorasyonlar üretmeyi mümkün kılmıştır (1). Bununla birlikte bir molar dişin kron preparasyonu, çapı 0.6 ile 2.0µm arasında olan iki milyona kadar dentin tübülünü ortaya çıkarabilir (2,3). Aynı zamanda, preparasyondan sonra pulpal hassasiyet riski devam eder ve oral bakterilerin istilasası, kan, tükürük, geçici simanlar, aeratör yağı ve hemostatik retraksiyon sıvıları gibi çeşitli faktörlerle ilişkilendirilmiştir (4,5).

Diş preparasyonu sonrası ölçü alınmadan önce dişeti retraksiyon sıvısı ile doyurulmuş retraksiyon kordunun uygulanması, özellikle bitiş çizgileri intrasulküler olarak uzandığında rutin bir klinik prosedürdür (6). Retraksiyon sıvılarının dişeti çevresindeki yumuşak doku üzerindeki lokal etkileri hakkında geniş bilgi mevcuttur, ancak bu sıvıların diş dokuları üzerindeki etkileri hakkındaki bilgiler kısıtlıdır (7). Preparasyon sonrası dentin tübüllerinin yüzeyel kısmında smear tabakası oluşur ve bu tabaka dentin tübüllerinin tıkanmasına neden olur (8). Dentin bağlanmasına yönelik birçok mevcut yaklaşım, smear tabakasını kaldırarak veya değiştirerek mikro gözenekli bir yüzey oluşturmak için dentin yüzeylerinin asidik bir ajan ile muamele edilmesine dayanır (9).

Yapılan çalışmalar, yaygın olarak kullanılan retraksiyon sıvılarının çoğunun asidik olduğunu ve pH değerlerinin 0.8 ile 3 arasında olduğunu göstermiştir (10,11). Aynı zamanda bu sıvıların kontaminasyonu sonucu dentin üzerindeki etkisini ve rezin kompozit veya rezin simanların bağlanma gücüne etkisi araştırıldığında (12) hem Alüminyum Kloridin hem de Ferrik Sülfatın dentin smear tabakasının (11) demineralizasyonunun bozulmasına (13) ve bağlanma dayanımının azalmasına neden olduğu görülmüştür.

İnleyler, onleyler, laminate veneerler ve tam seramik kronlar gibi adeziv simantasyonun tercih edilmesi gereken indirekt restorasyonlar için diş preparasyonu sırasında önemli miktarda dentin alanı ortaya çıkar. Adeziv restorasyon malzemelerinin dezavantajları arasında dişeti sıvısı, tükürük ve kana karşı zayıflıkları vardır (14). Simantasyon aşaması sırasında restorasyon materyallerinin bu sıvılarla kontaminasyonu bakteri sızıntısına, postoperatif duyarlılığa, tekrarlayan çürüklere, renk değişimi gibi sorunlara yol açabilir (15). Dolayısıyla, yapıştırma prosedürü sırasında kontaminasyon

kontrolü, stabil bir adezyon elde etmek için anahtar faktördür (16). Hibridizasyon başarısızlığı (17) ve dentin kontaminasyonu (18,19) gibi problemlerden kaçınmak için, 1990'ların başında immediyat dentin örtülmesi (IDS) adı verilen bir teknik önerilmiştir (20). Bu teknik, diş preparasyonundan hemen sonra ve ölçü alınmadan önce adeziv sistemin uygulanmasından oluşur.

Hidrofilik elastomerik ölçü materyalleri ile dentin yüzey detaylarının elde edilmesi ve bu ölçülerden üretilen modellere yüzey detaylarını aktarma kabiliyetlerinin başarılı olduğu bilinmektedir (21). Adeziv tabaka ve ölçü materyalleri arasındaki etkileşimler IDS protokolünün ardından gösterilmiştir ve güncel bir çalışmada elastomerik malzemelerle yapılan ölçü prosedürlerinin yeni kesilmiş dentin yüzeyi üzerindeki etkileri araştırılmış ve bulunan sonuçlarda ölçü malzemesinin dentin tübüllerine olan penetrasyonu taramalı elektron mikroskopu yardımıyla gösterilmiştir (22).

Bu çalışmanın amacı, sabit protetik restorasyon amaçlı ölçü alımı öncesinde diş yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemleriyle; hidrofilik bir ölçü maddesi ve diş yüzeyindeki etkileşimin incelenmesidir. Bu amaçla ölçü alma aşamasında farklı retraksiyon solüsyonu ve IDS protokolü etkisi de değerlendirilecektir. Bu işlemler sonrasında ölçü maddelerinin dentin tübüllerine olan penetrasyonu taramalı elektron mikroskopu analiziyle incelenip kantitatif olarak gruplar arası karşılaştırmalar yapılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Preparasyon İlkeleri

Dişleri eski haline getirmek için genellikle kuron preparasyonu gereklidir. Bununla birlikte, tam kapsamlı restorasyonlar için hazırlık, minenin çoğunun uzaklaştırılmasını gerektirir ve böylece dentinin önemli bir kısmı açığa çıkar. Dentin, cm² 'başına yaklaşık 2 milyon tübül içerir (23) ve molar kron preparatlarının yüzey alanı yaklaşık 1 cm²'dir. Ayrıca kron preparasyonu, dentin kalınlığını hazırlık yerine ve tipine bağlı olarak normal bir değer olan 2.5 ila 3.0 mm'den 1.0 ila 1.5 mm arasına düşürür. Dentin kalınlığındaki azalmalar, özellikle son protezden daha fazla sızıntı yapabilen geçici restorasyonlarda dentin geçirgenliğini ve dolayısıyla pulpa irritasyon potansiyelini artırır. Dentin geçirgenliği homojen değildir, ancak hem oklüzal dentin hem de Sınıf II kavitelerin dentininde büyük farklılıklar gösterir. Sturdevant ve arkadaşları, Sınıf II boşlukların dentin kalınlığı aynı olmasına rağmen aksiyal duvarlarının, oklüzal yüzeydekinden çok daha geçirgen olduğunu bildirmiştir (24). Prepare edilmiş yüzeyde smear tabakası oluşabilir ve dentin tübüllerinin yüzeysel kısmına yerleşerek onları bloke edebilir (8). Bununla birlikte, preparasyondan sonra pulpa hasarı riski devam etmektedir ve oral bakteriler, kan, tükürük, geçici simanlar, el aleti yağı ve hemostatik sıvılar tarafından invazyon gibi çeşitli faktörlerle ilişkilendirilmiştir (5,8). Bu kontaminasyon ajanları ve faktörler, cam bazlı tam seramik restorasyonların simantasyonunda yaygın olarak kullanılan adeziv sistemlerin bağlanma gücünü azaltabilir (25).

1800'lü yıllarda porselen jaket kron için belirlenmiş diş yapısının korunmasını amaçlayan birtakım ilkeler önerilmiştir. Bunlar mekanik, biyolojik, estetik avantajlar sağlayarak diş yapısının korunmasında temel etkenler olmuştur (26). Diş preparasyonu, dişlerde görülen problemlerden dolayı kaybedilmiş dokunun aşındırılarak düzenlenmesi şeklinde tanımlanmaktadır. Genel olarak en az dentin dokusu kaybına sebep olarak ve non-invaziv şekilde uygulanan diş preparasyonu önerilmektedir. Geleneksel kronlar halen hekimlerin yüksek tercih ettikleri seçenek olarak göze çarpmaktadır. Diş preparasyon ilkeleri uygulanırken çeşitli modifikasyonlar yapılabilmektedir. Klinik tanı ve preparasyon ilkelerine uyularak tedavi uygulandığında sabit protezlerin başarısı oldukça tatmin eder sonuçlar vermektedir (27). Preparasyon ilkeleri 5 ana başlıkta incelenmektedir:

2.1.1. Diş yapısının korunması

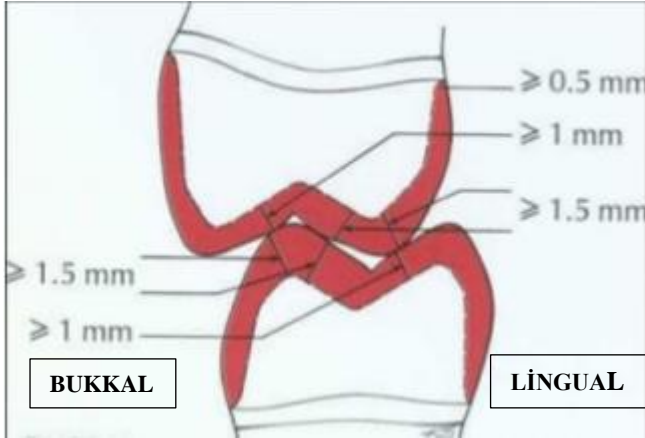
Eksik diş dokularını yerine koyarken kalan diş dokusunu korumak oldukça önem taşır. Restorasyonun tutuculuk ve dayanıklılığı sağlamak için diş preparasyonu yapıldığı sırada dişin kalan sağlıklı dokuları korunmalıdır. Sağlıklı dokunun gerekmedikçe fazla aşındırılmaması, aksine retansiyon ve pulpal vitalite için korunması önerilir. Dişten uzaklaştırılan doku miktarı, restorasyonun materyaline ve türüne göre diş preparasyon ilkelerine bağlı olarak düzenlenmektedir (28). Bazı durumlarda kalan diş dokusunu korumak ve fazladan olabilecek diş yapı kaybının engellenmesi amacıyla az miktarda sağlıklı dokudan aşındırmak gerekebilir.

2.1.2. Tutuculuk ve direnç

Uygulanan restorasyonların fonksiyonel işlevselliği amacıyla diş sıkıca kavramaları gerekmektedir. Biyouyumlu olan yapıştırıcı simanlar restorasyon tutuculuğunu tek başına sağlayamazlar. Bu sebeple tutuculuğun ve yeterli direncin sağlanması amacıyla optimum şartlarda olacak şekilde preparasyonun planlanması gerekmektedir (27). Tutuculuk, giriş yolu boyunca protezi çıkarıcı kuvvetlerin önlenmesi şeklinde tanımlanırken; direnç, giriş yolu dışında gelen protez çıkarıcı kuvvetlerin önlenmesi şeklinde tanımlanır. Aynı zamanda tutuculuk ve direnç birbirlerini de etkilemektedirler. Bunlar genellikle preparasyonun geometrik şeklinden, aksiyel kenarların uzunluğundan, oklüzal yaklaşım değerinden ve anatomik değişimlerden etkilenirler (28). Yaygın olarak preparasyon sonrası diş duvarlarının paralelliği arttığında tutuculuk da o oranda artmaktadır. Bununla birlikte diş duvarlarının rahatlıkla görülebilmesi, andırkatların engellenmesi ve protetik restorasyonların diş dokusuna rahat oturabilmesi amacıyla duvarlar konikleştirilmektedir. Tutuculuk, preparasyon yapılarak oluşturulan giriş yolu geometrisi sayesinde restorasyonun çıkarılabileceği yolların azaltılması şeklinde artırılır. Maksimum tutuculuk ise tek giriş yolu varlığında sağlanır. Tutuculuk ve direnç için kron boyu miktarı da çok önemlidir. Uzun kron boyu varlığında yüzey alanı ve tutuculuk artmaktadır. Kronun uzunluğu ve eğimi devirici kuvvetlere karşı kronun direncinin sağlanmasında etkilidir (27,29).

2.1.3. Yapısal dayanıklılık

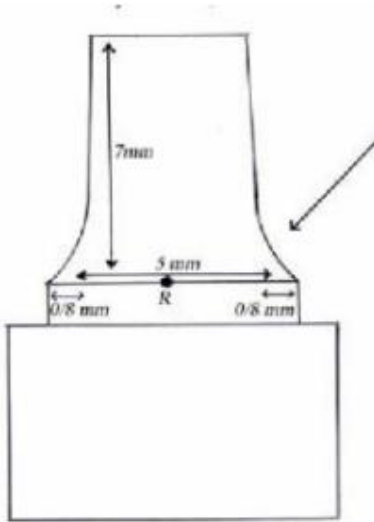
Restorasyonun görevini yerine getirebilmesi amacıyla yapısal dayanıklılık ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanması gerekmektedir. Preparasyon sırasında planlanan oklüzal ve aksiyel redüksiyon mesafesi, restorasyon için seçilen materyalin minimum kalınlığına bağlı olarak değişmektedir. Bu uygulama sayesinde oklüzal uyum, aksiyel ve marjinal konturlar doğru belirlenmiş olacağından periodontal doku harabiyeti de engellenebilmektedir. Restorasyonun yapısal dayanıklılığını sağlama amacıyla, altın alaşımlarda fonksiyonel tüberküller için 1.5 mm preparasyon miktarı gerekirken fonksiyonel olmayan tüberküller için 1 mm yeterli olmaktadır. Metal alt yapılı seramik kronlarda fonksiyonel tüberküller için 1.5-2 mm, fonksiyonel olmayan tüberküller için 1-1.5 mm preparasyon gerekmektedir. Tam seramik kronlarda preparasyon miktarı 2 mm olarak belirlenmiştir. Oklüzal kenarda eğimli yüzey oluşturma sebebi karşıt ark ile arasında yeterli miktardaki mesafenin sağlanması amacıyla (27). Düz hazırlanan yüzey, preparasyonun fazla yapılmasına ve tutuculuğun da azalmasına sebep olacaktır. Aksiyel yüzeylerde yapılan preparasyon da restorasyon malzemesinin yeterli kalınlıkta olabilmesi için önemlidir. Yetersiz yapılan aksiyel preparasyon üzerine normal konturla yapılmış restorasyon uygulandığında ince duvarlar sebebiyle distorsiyona uğrayabilmektedir (27).



Şekil 2.1. Fonksiyonel ve fonksiyonel olmayan tüberküllerde yapılması gereken aşındırma miktarı (30)

2.1.4. Marjinal bütünlük

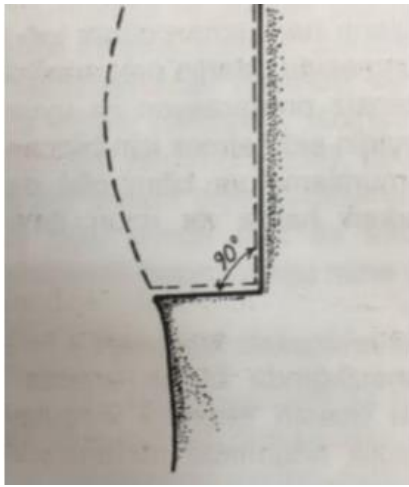
Restorasyon marjini, kronun dişe oturduğunda servikalde hazırlanan özel geometrideki diş yapısı ile karşılıklı gelen yüzeydir. Bu bölüm gingival yüzeyde bulunur. Bu sebeple biyolojik problemleri önlemek ve marjinal doku kayıplarını engellemek amacıyla mümkün olan en düzgün ve en iyi uyumlamayı gerektirmektedir. Literatürde olan farklı marjin tasarımlarıyla birlikte marjinin konfigürasyonu, bulunduğu bölge ve uygulanan materyale göre seçilmektedir (31). Metallerin mekanik özelliklerinden dolayı, marjinal alanda ince bir kalınlığı tolere etmesi daha önceleri önerilen “feather edge” ve bizotaj bitim marjinlerini ortaya çıkarmıştır (32). Bu marjinlerin üretim zorluğu ve yetersiz bir tasarımı olduğundan biyolojik problemlerin sebebi olmuşlardır. Bu nedenle kırılma ve distorsiyon ihtimalini azaltmak amacıyla günümüzde, tam metal restorasyonlarda kullanım için “chamfer” bitim marjini önerilmektedir (31). Metal destekli seramik restorasyonlarda ise önerilen bitim marjini şekli yine chamferdir. Metal destekli seramik restorasyonlar, porselenin estetik özelliklerinden faydalanmak ve yapısal sağlamlığının artırılması için büyük hacim gerektirirler. Yapılan çalışmalar chamfer marjin şeklinin bu restorasyonlarda en az gerilim yaratan marjin çizgisi şekli olduğunu ve kullanılan simanın başarısızlığa uğrama oranının düştüğünü bildirmiştir (31,33).



Şekil 2.2. Chamfer bitim şekli (34)

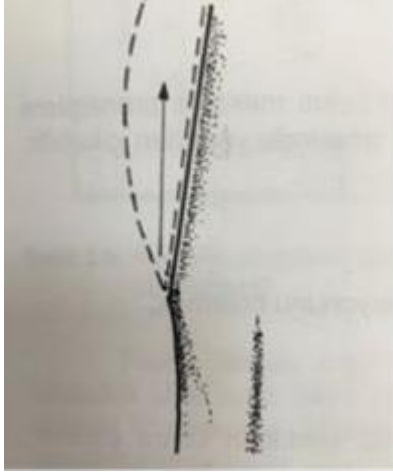
Seramikler, metallere göre daha kırılabilir ve esnek olduğu için; tam seramik restorasyonların marjin bitim bölgesi daha fazla dikkat gerektirmektedir. Keskin hatlar stres

yoğunlaşma alanı olacağından kenarlar pürüzsüz olmalıdır (31). Tam seramik restorasyonlar için uzun süredir “shoulder” marjin şekli uygulanmaktadır. Basamağın geniş olması oklüzal kuvvetlere direnç göstererek porselendeki kırılmalara sebep olacak gerilimi azaltmaktadır. Bununla birlikte restorasyon kontur sağlığı ve yüksek estetiğin sağlanması amacıyla yer kazandırmaktadır. Diğer marjin bitim çizgilerine kıyasla diş dokusunda daha fazla preparasyon yapılması gerekmektedir. İç açısı ovalleştirilmiş olan shoulder marjin şeklinde yoğunlaşan gerilimler klasik basamak şekline göre daha geniş olmakta ve seramik restorasyon amacıyla hazırlanan duvarların desteği daha fazla olmaktadır (27).



Şekil 2.3. Shoulder bitim şekli (35)

Metalin dar açı oluşturmasının sebebi olan ve kullanım problemleri oluşturabilen diğer bir marjin bitim şekli “knife-edge” olarak adlandırılan bıçak sırtı ya da basamaksız marjin bitim şeklidir. Dikkat edilmediği zamanlarda aksiyal redüksiyon tam olarak net bir marjinal bitim çizgisi oluşturamaz ve silikleşir. Restorasyonun kenarları bu derece ince marjin bitim çizgisine tam uyacak şekilde oluşturulamaz. Bununla birlikte oklüzal kuvvetler sebebiyle ince kenarlar deformasyona uğrayabilmektedir. Bu marjinal bitim çizgisi kullanıldığı zaman aksiyal duvarlarda yeterli kalınlık elde edebilmek amacıyla aşırı konturlu hazırlanabilmektedir. Bu kadar dezavantajı olmasına rağmen alt çenede posterior dişlerin lingual bölümünde, çok fazla dışbükeylik gösteren dişlerde ve devrilmiş dişlerin devrildiği yöndeki yüzeylerde kullanılabilir (27).



Şekil 2.4. Knife edge bitim şekli (35)

2.1.5. Periodonsiyumun korunması

Periodonsiyum korunmasında marjinal bitim çizgisinin yeri çok önemlidir. Enflamatuar cevaba sebebiyet verecek durumlarda marjinal bitim çizgisinin subgingival olarak hazırlanması önerilmez. Bitim çizgisi düzgün ve temizlenebilmeye izin verir şekilde olmalıdır. Bununla birlikte, marjinal bitim çizgisi ölçü alınırken kolaylıkla kaydedilebilecek ve ölçü ağızdan çıkarılırken deformasyona, yırtılmaya izin vermeyecek konumda olmalıdır (28).

Marjinal bitim sınırı mümkün oldukça mine üzerinde olmalıdır. Daha önceleri dişeti oluşu sırasında çürük engelleyen özellikler bulunduğu düşünülmekteydi ve bu sebeple restorasyon marjinleri genellikle subgingival olarak hazırlanmaktaydı (33). Güncel olarak restorasyon marjinlerinin subgingival hazırlanması, periodontal hastalıklara sebep olabileceğini göstermektedir. Aynı zamanda subgingival marjinin derinliğiyle orantılı olarak itihabi cevabın artışı da vurgulanmaktadır.

2.1.6. Preparasyon bitim marjini- dişeti ilişkisi

Preparasyon marjininin dişeti ile olan ilişkisi, periodontal dokuların sağlığında direkt olarak belirleyicidir. Marjinlerin konumu restorasyonun uzun ömürlü başarısıyla orantılıdır. Bu başarı ancak olabildiğince pürüzsüz ve tam temizlenebilecek marjin kenarlarıyla sağlanabilir. Bitim marjinleri hekimin kolaylıkla şekillendirebileceği ve hastanın da

kolaylıkla temizleyebileceği bir sınırdan olmalıdır. Bunun yanı sıra bitim marjini ölçü maddesi ile doğru bir şekilde kaydedilebilmeli, ölçünün ağızdan çıkarılması esnasında yırtılma veya deformasyon olmayacak şekilde hazırlanmalıdır. Bitim marjininin şekli ve konumunu; klinik kron boyu, diş morfolojisi ve eğimleri, dişin vitalitesi, dişteki madde kaybı miktarı ve estetik gereksinimler etkiler. Dişeti marjin sınırı protetik açıdan önemi doğrultusunda; dişeti hizasının üzerinde, dişeti hizasında ve dişeti hizasının altında olacak seviyede üç farklı şekilde hazırlanabilmektedir (28,36).

2.1.6.1. Dişeti hizasının üzerinde (supragingival) hazırlanan marjin sınırı

Bitim marjininin supragingival hazırlanması görülebilir olmasını amaçlar. Genel olarak estetik açıdan kısıtlamalara sahip olmasına rağmen dişetine temas halindeki bitim marjini tiplerine göre daha sağlıklı biyolojik cevap elde edilir (36). Bu marjin sınırının preparasyonu nispeten kolaydır ve hazırlığı sırasında periodontal dokular da zarar görmez. Ölçü ile kaydı rahattır ve kron uyumlaması sırasında hata riski azalır. Kron simantasyonunun ardından kalan artık simanlar marjinden kolaylıkla temizlenebilir (37).

2.1.6.2. Dişeti hizasında (equigingival) hazırlanan marjin sınırı

Preparasyon marjini equigingival hazırlandığı zaman estetik açıdan kısıtlamaların tamamen ortadan kalkması mümkün değildir. Bu bitim marjini şeklinin estetik açıdan ihtiyacın pek olmadığı posterior bölgelerde hazırlanması daha uygundur. Bitim marjinleri, olabilecek her durumda mine üstünde ve hiza olarak da dişeti hizasının üzerinde veya aynı hizada hazırlanmalıdır (36).

Supragingival ve Equigingival marjin sınırlarının endikasyonları (36):

1. Estetik olarak ihtiyacın az olduğu durumlar,
2. Konuşma hattı ve gülme hattının çok fazla görünmediği servikal sınırlar,
3. Mekanik tutuculuk açısından yeterli olan dayanaklar,
4. Bitim marjinde restore edilmiş bölge ve çürük olmayan dayanaklar
5. Tam seramik malzeme kullanımı.

Supragingival ve equigingival marjin sınırlarının avantajları (36):

1. Preparasyon sırasında, ölçü alırken, geçici kron uyumlanırken, uyumlanan restorasyonun kontrolü gibi aşamalarda rahatlık sağlar,
2. Periodontal dokuların sağlığının korunması kolaydır.

Supragingival ve Equigingival marjin sınırlarının dezavantajları (36):

1. Marjinlerin görünür olması estetik olarak uygun değildir,
2. Diastemaların uygun bir şekilde kapatılması pek mümkün olmamaktadır,
3. Retansiyonu azaltabilir.

2.1.6.3. Dişeti hizasının altında (subgingival) hazırlanan marjin sınırı

Protetik olarak restorasyonun retansiyonunun artması, mümkün olacak en uygun estetiğin sağlanması, konturların değiştirilebilmesi, dişler arasında bulunan boşlukların kapatılabilmesi amacıyla ve dişeti seviyesi altına uzanan restorasyon veya çürüklerin olması halinde bitim marjini subgingival hazırlanabilir (28,36). Bitim marjininin subgingival hazırlanması gereken durumlarda mümkün oldukça az bir periodonsiyum kısmının dahil edilmesine dikkat edilmelidir. Subgingival biten bir bitim marjini hazırlanırken, periodontal probleme sebep olmamak için dişeti cebine doğru 2 mm'den derin hazırlanması gereken durumlarda dikkat edilmesi gereklidir. Çünkü, bu tarz durumlarda epitelyal ataçmana ve bağ dokusuna zarar verilebilir (38). Çok fazla derinleştirilmiş preparasyon marjini hazırlanması gereken durumlarda bağ dokusuna zarar vermemek amacıyla kron boyunun cerrahi yöntemlerle uzatılması gerektiği bildirilmiştir (28,36).

2.1.7. Bitim marjininin meydana çıkarılması

Preparasyon bitim marjininin equigingival veya daha derinde olduğu zamanlarda, bitim marjininin ayrıntılı ve doğru olacak şekilde kaydını almak önemlidir. Alınan ölçünün bitim sınırındaki doğruluğu ve ayrıntısı, laboratuvar teknisyenlerinin marjini mükemmel olacak şekilde görerek, vertikal ve horizontal yönde basamağa tam uyumlu olacak kron bitim sınırını üretmesini sağlayacaktır. Ölçü maddesinde bu denli ayrıntılı ve doğru kayıt oluşturmak amacıyla dişetin retraksiyon genişliğinin yeterli olması sağlanmalıdır (39). Ayrıntılı kayıt alınabilmesi için minimum horizontal genişlik 0.2 mm olacak şekilde kabul edilir. Daha düşük değerdeki genişlikler ölçü maddesinde bozulma ya da yırtılmalara sebep

olabilir (40). Bu sebeple retraksiyon yapılması ve marjinal sınırının geçici olarak ortaya çıkarılması istenir (28,36).

2.2. Dişeti Retraksiyonu

Retraksiyon, marjinal sınırın hem gözle görülebilir olmasını hem de ölçü maddesinin akışına izin vererek yeterli boşluğun oluşturulmasına olanak verir. Bu sebeple; diş ve kavite hazırlığında, ölçü alımında, bitirilen restorasyonun uyumu ve simantasyonu gibi klinik uygulamalarda kullanılmaktadır (41).

Dişeti retraksiyonu için genel olarak üç yöntem kullanılmaktadır: mekanik yöntem, mekanokimyasal yöntem ve cerrahi yöntem. Bu yöntemler ayrı ayrı ya da kombine şekilde kullanılabilirler. Retraksiyon için kullanılan malzemelerin sahip olması gereken özellikler şunlardır (28,42):

1. Dişetinde horizontal ve vertikal olarak yer değiştirme sağlama, kanama ve sıvı akımını kontrol altına alabilmelidir.
2. Uygulanan malzemeler çevre dokularda geri dönüşümsüz hasarlara yol açmamalıdır. Oluşabilecek geri dönüşümlü hasarlar 2 hafta içerisinde iyileşmelidir.
3. Yapılan retraksiyon sonrası dişeti çekilmesi maksimum 0.10 mm olmalıdır.
4. Retraksiyon malzemeleri dokulardan emildikten sonra sistemik olarak problemlere sebep olmamalıdır.

2.2.1. Dişeti retraksiyon yöntemleri

2.2.1.1. Mekanik yöntem

Bu yöntemde, kimyasal ajanlar kullanılmazken dişeti sadece fiziksel olarak uzaklaştırılmaktadır. Mekanik yöntem kullanmak amacıyla günümüze kadar gerçekleştirilen uygulamalar (41):

1. Retraksiyon bileziği/kronu
2. Modifiye ölçü tekniği

3. Mekanik Retraksiyon için üretilmiş aletler (gingival koruyucu, kama ve matriks, lastik örtüler)

4. Retraksiyon bandı

5. İçeriğinde hemostatik ajan bulunmayan retraksiyon ipleri

6. İçeriğinde hemostatik ajan bulunmayan retraksiyon patları

2.2.1.2. Mekanokimyasal yöntem

Mekanik basınçla birlikte kimyasal etkileşimi birleştirerek dişeti retraksiyonunun sağlanması yöntemidir ve dişeti oluşu genişletme yöntemleri arasında en çok (%80) tercih edilendir. Yöntemin sık tercih edilmesi yanı sıra uygulanması retraksiyon ipliyle birlikte kimyasal ajanların birlikte kullanımı fazla zaman alması ve ağrı sebebiyle lokal anesteziye ihtiyaç duyulması; ayrıca epitel ataçmanın yaralanması ve dişeti çekilmesine sebep olabilmelerinden dolayı üretici firmalar bu yöntemi geliştirmek ve iyileştirmek için çeşitli çalışmalar yapmışlardır. Bu çalışmalarla birlikte pat, jel ve köpük formdaki retraksiyon ajanları, sıvı kimyasal retraksiyon ajanlarına alternatif sunulmuştur (28,43).

2.2.1.2.1. Kimyasal ajan içerikli retraksiyon patı

Sulkus içerisine enjeksiyonla uygulanan matriks sistemidir. Farklı içeriklere sahiptirler. Alüminyum Klorit (%15 $AlCl_3$), kaolin ve ek maddeler içeren ve $AlCl_3$ (%12-18), mika grup mineralleri ve polidimetilsiloksan içeren tipleri vardır. Patların çoğunun içeriğinde bulunan kaolin sıvı absorpsiyonu ile genişleyerek mekanik olarak; bunun yanı sıra $AlCl_3$ içeriği ile de kimyasal olarak retraksiyon oluşturur. Uygulama esnasında tükürük ve diğer ağız dışı sıvılardan etkilenmemek için izolasyon sağlanmalıdır. Sulkusa enjeksiyon esnasında 0.1 N/mm² olacak şekilde sabit ve zarar vermeyecek basınç uygulanır. Yumuşak doku tiplerine göre uygulama süresi değişiklik gösterir. İnce biyotip yumuşak doku için 1-2 dakika yeterli olurken kalın biyotipte yumuşak doku için 3-4 dakika uygulanabilir. Polivinilsiloksan (PVS) ve polieter ölçü maddelerinin polimerizasyonunda inhibitör olabilmesi ve maliyetinin yüksek olması gibi dezavantajlara sahiptirler. Bununla birlikte derin subgingival marjin sınırında daha da az etkili olmaktadır. $AlCl_3$, potasyum nitrat,

silika, potasyum sorbat ve sarı pigment içeren tipleri diğer retraksiyon ajanı içeren patlarla neredeyse aynı klinik özelliklerdedir. Fakat; üretici firmalar, dişeti hareketinin zor olabileceği bölgelerde retraksiyon ipi gibi yardımcı bir retraksiyon materyalinin birlikte kullanılmasını önermektedir (39).

2.2.1.2.2. Kimyasal Ajan İçerikli Retraksiyon İpi

Retraksiyon amacıyla kimyasal ajan ile ıslatılarak kullanılan retraksiyon iplerinin dişetinde retraksiyonu önemli derecede arttırdığı ve alınan ölçünün başarısının da orantılı olarak arttığı bildirilmiştir. Retraksiyon ipi ıslatılması amacıyla kullanılan kimyasal ajanlar sıvı, jel veya pat şeklinde uygulanabilmektedirler. Kimyasal ajanlar çeşitli tipteki retraksiyon iplerinin içeriğinde bulunabildiği gibi uygulama esnasında da retraksiyon iplerinin ıslatılmasıyla da kullanılabilir. Kullanıcı, ipi uygulama esnasında ıslatarak kullanacaksa iplerin yeterli doyumlukta olabilmesi amacıyla 20 dakika kadar ıslatılması gerekmektedir.

Retraksiyon için kullanılan kimyasal ajanların pH'ı ortalama 1-2 değerinde ve asidiktir. Bu kimyasalların uzun süreli teması smear tabakasının bozulmasına ve değişmesine sebep olabilirken, diş materyali üzerinde az da olsa aşınmaya sebebiyet verir. Asidik pH'a sahip kimyasal ajanların, smear tabakasında uzaklaştırma meydana getirdiğini Land ve ark. (11,44) bildirmişlerdir.

Dişeti retraksiyonunda kullanılan kimyasal maddelerin sahip olması gereken özellikler şunlardır (42):

1. İpin içeriğinde bulunan kimyasal ajan dişeti dokusunda büzülme sağlamasıyla etkin dikey ve yatay hareketi sağlamalı ve kan, sıvı sızıntılarını kontrol altına alabilmelidir.
2. Geri dönüşümsüz doku hasarlarına sebep olmamalıdır
3. Kimyasal ajanlar dişeti oluşuna yerleştirildiğinde dokudaki emilim sebebiyle sistemik dolaşıma katılabilir. Bu sebeple olumsuz sistemik etkilere sebep olmamalıdır.

Mekano-kimyasal retraksiyon yöntemiyle kullanılan ajanlar farmakolojik etkileri açısından iki başlıkta incelenmektedir (45,46):

2.2.2. Vazokonstriktörler

Vazokonstriktörler, dişeti retraksiyonunda veya lokal anestetik içeriğinde diş hekimliğinde kullanılmaktadırlar. Bu ajanlar kan damarlarını daraltma özellikleriyle kanamayı ve sıvı sızıntısını azaltırlar (47).

2.2.2.1. Epinefrin

Vazokonstriktör olarak en sık tercih edilen ajandır. Hemostaz ve vazokonstriksiyon özellikliğini iyi sağlayan bir retraksiyon maddesidir. Epinefrinin lokalize vazokonstriksiyon etkisi dişetinde geçici retraksiyon oluşturur. Retraksiyon amacıyla düşük konsantrasyonda epinefrin (%0.01) önerilir. Bunun sebebi ölçü işlemi esnasında dişeti oluşunun nispeten kuru kalmasında etkilidir (47–49) .

2.2.2.2. Sempatometik aminler

Güncel olarak göz ve burun dekonjestanı olarak kullanılan sempatometik aminler retraksiyon ajanı olarak da kullanılmaya başlanmıştır. Bu vazokonstriktör ajanların bir kısmında nadiren sistemik reaksiyon görülmektedir. pH değerleri yüksek olduğundan dokulara minimum zarar verdikleri ve diğer ajanlara kıyasla daha güvenilir olduğu öne sürülmektedir (50).

2.2.3. Astringentler

Adezyon, farklı malzemelerin ara yüzlerinde moleküller arasında bir bükülme kuvveti olarak tanımlanabilir (51). Karmaşık organik yapı ve dentinin dinamik oluşumu ve biyolojik aktivitesi, güvenilir ve dayanıklı bir bağlanmayı önler (52). Kan kontaminasyonu, rezin-dentin bağ gücünü tükürük kontaminasyonundan önemli ölçüde daha fazla azaltır (53). Daha önce yapılan çalışmalar dentin yüzeyindeki kan kontaminasyonunun, dentin-rezin siman arayüzündeki bağ kuvvetinde feci bir azalmaya neden olduğunu göstermiştir (54–58). Simantasyon işlemi sırasında kan kontaminasyon etkisini tersine çevirmek için bazı işlemler önerilmiştir: döner aletlerle yüzey yenileme, suyla durulama ve ardından havayla kurutma, su ve primer yeniden uygulama ile durulama veya fosforik asitle yeniden aşındırma gibi

(52,59,60). Ek olarak klinik ve in vivo çalışmalar, klinik diş hekimliğinde kanama yönetimi için kullanılan hidrojen peroksit (H_2O_2), Ferrik Sülfat, Alüminyum Klorür, triklorasetik asit ve ankaferd kan durdurucu (ABS) (Ankaferd İlaç A.Ş., İstanbul, Türkiye) gibi farklı hemostatik ajanlar, hakkında rapor vermiştir (13,44,61–63). Kan kontaminasyonu dentin yüzeyinde adezivin dentin tübüllerine girmesini engelleyen ince bir film oluşturabilir (56,58).

Astringentler hücrelere nüfuz etmeden sadece mukozanın yüzeysel tabakasında etkili olan ve proteinleri çökeltmekle büzücülük sağlayan maddelerdir. Yumuşak doku yüzeyini sertleştirerek eksüda oluşumunda azalmaya sebep olurlar. Kullanımı sırasında retraksiyon iplerine emdirilir ya da pamuk peletler ile uygulanırlar (45).

Astringentlerin yoğunlaşmış şekline “Stiptiké” denir. Stiptikler yüzeysel ve lokal koagülasyona sebep olurlar. $AlCl_3$ ve Ferrik Sülfat minimal doku hasarına sebep oldukları amacıyla diş hekimleri arasında en çok tercih edilen astringentlerdir (64).

Dişeti retraksiyonu amacıyla etkinliği ve biyouyumluluğu açısından en çok kullanılan maddeler (36):

1. $AlCl_3$
2. Ferrik Sülfat
3. Alüminyum Sülfat
4. Potasyum Sülfat

2.2.3.1. Alüminyum Klorit ($AlCl_3$)

$AlCl_3$ vazokonstrüksiyon ve doku proteini çökmesine sebep olarak etkileşim gösteren ve en sık kullanılan astringentlerdendir (65). Bu ajanla muamele edilmiş retraksiyon iplerinin doku hasarına sebebiyet verdiği bilinmektedir (66). Genel olarak %5-25 konsantrasyonda kullanılmasıyla birlikte çok düşük olumsuz sistemik etkiye neden olur. %10’un üzerinde hazırlanmış konsantrasyonlarda lokal doku tahribine neden olabilmektedir. Sulkusta 15 dakikadan fazla olmayacak şekilde uygulanan $AlCl_3$, en az doku hasarının meydana geleceği şekilde etki eder (67). İp uzaklaştırıldıktan sonra, retrakte olan doku uzun süre formunu korur ve epinefrinden daha etkilidir. $AlCl_3$ ile birlikte uygulanmış retraksiyon ipi uzaklaştırıldıktan 12 dakika sonra oluşturulan açıklığın %80’i korunurken; epinefrin ile birlikte uygulanan retraksiyon ipleri uzaklaştırıldıktan sonra oluşturulan açıklığın %50’si

kapanır (68). Epinefrinin vazokonstriktör etkisi $AlCl_3$ 'e göre daha fazladır. Bununla birlikte, $AlCl_3$ 'ün PVS ve polieter ölçü malzemelerinin sertleşmesini etkilediği bildirilmiştir. $AlCl_3$ kullanıldığında bu inhibe edici etkinin ölçü aşamasından önce su ile iyice durularak kaldırılabilceği bildirilmiştir (69).

Retraksiyon iplerine seyreltilmiş halde bulunan $AlCl_3$ emdirilerek dişeti oluğunda 15 dakika süreyle tutmak hem olumlu doku cevabı ile hem de sulkusta meydana getirilen retraksiyonun uzun süreli olması ile sonuçlanmaktadır. Bu şekilde başarılı ve detaylı ölçü alınmasına katkıda bulunur (36).

2.2.3.2. Ferrik Sülfat

Marjinal sınırdaki kanamayı kontrol etmek için konsantre halde çözelti olarak kullanılan etkin bir astringenttir. Sadece çözelti formunda ve %12-20 konsantrasyonlarında kullanılır. Ferrik Sülfatın %15'ten fazla olan konsantrasyonları fazla asidik olduğundan çok fazla doku hasarına, operasyon sonrası kök hassasiyetine sebep olabilir. Ferrik Sülfat emdirilmiş retraksiyon iplerinde önerilen uygulama süreleri 1-3 dakikadır. Bu süre arttırılabilir fakat 10 dakikayı geçmemesi bildirilmiştir (41). Kanamayı kontrol altına almak amacıyla aplikatör ya da pamuk pelet ile uygulanabilir. Dişetlerinde siyah ve sarımsı kahve renklerinde değişikliğe sebep olabilir ve bu durum 1-2 gün sürebilir. Retraksiyon ipi uzaklaştırıldıktan sonra bol su ile durulama önerilir. Ferrik Sülfat da $AlCl_3$ 'e benzer şekilde PVS ölçü malzemesinin sertleşmesini olumsuz etkiler. Bununla birlikte $AlCl_3$ 'e oranla Ferrik Sülfatın daha fazla doku hasarına sebep olduğu ve Ferrik Sülfat'ın $AlCl_3$ 'e göre daha asidik olduğu bilinmektedir (43,44,70).

HEMOSTATİK AJAN	AKTİF İÇERİK	pH
Astringent (AS) (Ultradent Products, Inc., Salt Lake City, Utah)	% 15.5 Fe ₂ (SO ₄) ₃	0,8
Hemogin-L (HG) (Van R. Dental Products, Inc., Oxnard California)	% 25 AlCl ₃	0,9
Hemodent (HD) (Premier Dental Products Co.)	% 21.3 AlCl ₃	1,3
Cranberry Stiptin (ST) (Van R. Dental Products, Inc.)	% 20 AlCl ₃	1,3
Gingi-Aid %25 (GI) (Gingi- Pak Laboratories)	% 25 AlCl ₃	1,9
Orostat % 8 (OR) (Gingi-Pak Laboratories)	% 8 rasemik epinefrin	2,0
Visine (VI) (Leeming Div.,Pfizer Inc., New York)	Tetrahidrozolin hidroklorit	6,8
Ocu Clear (OX) (Health Care Products Inc.,Memphis Tenesece)	Oksimetazolin	6,5

Şekil 2.5. Hemostatik ajanların Ph değerleri (44)

2.2.3.3. Alüminyum Sülfat (Al₂(SO₄)₃) ve Alüminyum Potasyum Sülfat (KAl(SO₄)₂) (Alum)

Mukozanın yüzeysel kısmında doku proteinlerini çökelterek ve vazokonstriksiyon yaparak kanama kontrolünü sağlayan hemostatik ajanlardır. Genel olarak Alüminyum Sülfat %25'lik, Alum ise %100'lük konsantrasyonlarda kullanılmaktadır (71). Alumun düşük konsantrasyonda kullanıldığı durumlarda inflamasyon çok az oluşurken; yüksek konsantrasyonlarında doku nekrozuna kadar ilerleyen ciddi inflamasyonlara sebep olabilir (72). Alum emdirilmiş retraksiyon ipleri yerleştirildiklerinden 20 dakika sonraya kadar yan etki göstermeden kullanılabilirler. Fakat önerilen uygulama süresi 10 dakikadır. Uygulama sonrasında oluşabilecek doku hasarlarının tamamen toparlanması yaklaşık 10 gün içinde

mümkün olmaktadır. İşlem sonrasında 0.1mm'ye kadar dişeti çekilmesi görülebilir (43,45,73).

PVS ölçü maddeleri açısından sülfat bileşikleri inhibe edici etki gösterdiğinden polimerizasyon süresi uzayabilir ya da engellenebilir (67).

2.2.1.3. Cerrahi yöntem

Restorasyon marjininin subgingival hazırlanacağı zamanlarda kullanılan döner aletlerle küretaj, dişetinde sınırlı bir mesafede epitel dokuların uzaklaştırılması şeklinde uygulanmaktadır. Bu yöntemde retraksiyon oluşturmak amacıyla serbest dişeti oluşunun iç yüzeyleri kürete edilir. Sağlıklı ve inflamasyon olmayan doku üzerinde uygulanması gereken bu teknikte dişeti oluşunun derinleştirilmesi sebebiyle hassasiyet oluşabilmektedir. Uygulama sonrası 10 gün içinde tam bir doku iyileşmesi gözlenir. Teknik uygulanırken el becerisi ve dikkatli olmak periodontal doku sağlığı amacıyla çok önemlidir (28).

Dişeti sağlığı yerinde olduğu durumlarda bile diş etrafında restorasyonlardaki taşkınlık veya çürüklerin sebep olabildiği granülasyon dokusu ve enflamasyon bulunabilir. Bu tarz durumlarda restorasyon marjininin dişeti altına kadar uzanması gerekiyorsa detaylı ve doğru bir ölçü kaydedebilmek için sadece kimyasal solüsyonla ıslatılmış retraksiyon iplerinin kullanılması yeterli olmayabilmektedir. Bu gibi durumlarda elektrocerrahi uygulaması önerilmektedir (28). Elektrocerrahi yönteminin uygulanmasına karar verirken hasta seçimi ve detaylı bir anamnez alınması çok önemlidir. Kalp pili kullanan ya da kardiyoverter defibrilatör implante edilmiş hastalarda sakıncalıdır (43).

Lazer ile dişeti redüksiyonu güncel çalışmalarda detaylı bir şekilde araştırılmaktadır. Esnek optik fiberlerin kullanılması ile dişeti dokusunda uygulanması kolay hale getirilmiştir. Bu fiberlerin diş hekimliği uygulamalarındaki kullanılan çap aralığı 300-400 mikrondur. Lazer kullanılan dişeti retraksiyonlarında biyolojik aralık korunduğu için detaylı bir ölçü elde edilebilmektedir. Diş hekimliği alanında retraksiyon için kullanılan lazer tipleri; Erbium: Yttrium-Aluminium-Garnet (Er: YAG) lazer, karbondioksit (CO₂) lazer, Neodymium: Yttrium-Aluminium-Garnet (Nd: YAG) lazer ve diyot lazerdir (74).

2.3. Adezyon

Adezyon, mekanik ya da kimyasal kilitlenme kuvvetleri veya her iki kuvvetin de beraber bulunduğu iki yüzeyin birlikte tutulması olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu meydana getiren maddeye “adeziv”, uygulandığı maddeye ise “adherent” denir. Adherent ve adezivin birleştiği bölge “ara yüzey” olarak adlandırılır. Adeziv, maddelerin bağlanmasına yardımcı olan genellikle akışkan, sıvı haldeki yapılardır (75–77). Dört farklı mekanizmayla tanımlanmaktadır (78):

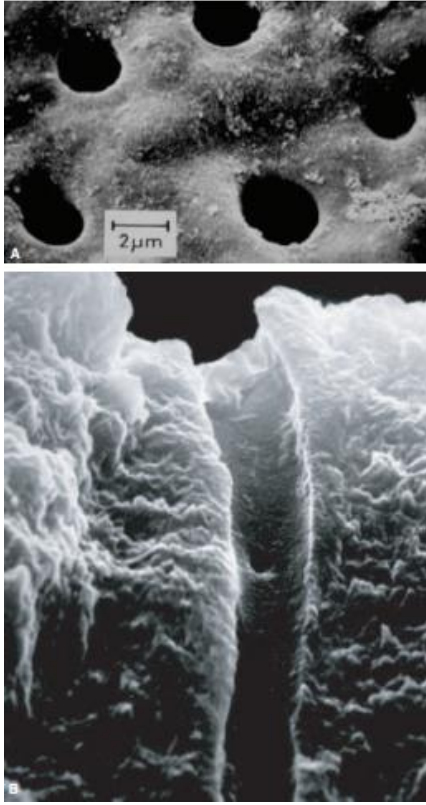
1. Mekanik adezyon; adezivin, bağlanacak yapıya ya da bağlanılacak maddenin yüzeyindeki yapılara kenetlenmesidir.
2. Kimyasal adezyon; adeziv ve adherent arasında primer (iyonik ve kovalent) veya sekonder (hidrojen bağları, van der Waals bağları) kuvvetler ile bağlanmasıdır.
3. Diffüzyon adezyon; Hareketli moleküller arasında olan iki polimerin ara yüzeydeki zincir uçlarının diffüzyonu sayesinde gerçekleşen bağlanmadır.
4. Elektrostatik adezyon; metal ya da polimer arasında çift katlı elektriksel tabakayla bütün bağlanma mekanizmasının parçası olacak şekilde olan bağlanmadır (79).

Adezyonun en önemli üç temel kavramı; yüzey gerilimi, yüzey ıslanabilirliği ve temas açısıdır (75). Adezivin adherent üzerinde yüzeye yayılması ve ıslatabilmesi özelliğinin fazla olması adezyonun güçlendiği anlamına gelmektedir. Temas açısıyla ölçülen ıslanabilirlik; adherent yüzeyindeki adeziv damlacığının meydana getirdiği küre haline her iki maddenin birleşim yerinden çizilen teğet çizgiler ile adherent yüzeyinin arasında oluşan açıdır. Islatma tam anlamıyla oluştuysa yüzey açısı sifıra yakındır. Adeziv temas açısının düşük olması yüzey geriliminin de düşük olduğunu ve bunun sonucu olarak çok güçlü bir adezyonu göstermektedir. Bu bilgiler ışığında adeziv yüzey gerilimi adherent yüzey gerilimine eşit veya küçük olması adezyonun güçlü olması anlamına gelmektedir (80–82).

2.3.1. Dentin tübülleri

Dentinin temel yapısı mineral, organik matriks ve sudur. Mineral faz, ağırlığının yaklaşık %70'ini ve hacmin %45'ini, organik matriks ise sırasıyla yaklaşık %20 ve %33'ünü oluşturur; geri kalan kısım ise sudur. İnorganik madde hidroksiapatit; organik madde ise kolajendir (83). Dentin tübüllerinde esas olarak su bulunur ve tübül çapı dentin-mine birleşiminden pulpaya doğru önemli ölçüde artar. Dentin tübülleri 0.5- 0.9µm çapındadırlar.

Mine-dentin birleşiminde yer alırlar. Pulpaya yaklaştıkça birleşirler ve boyutları 2-3 μm 'a kadar genişler (84).



Şekil 2.6. Dentin tübüllerinin heterojen yapısı. Tübüllerin bir kesitinin taramalı elektron mikrografı (85)

Tübüler yapı dentinin önemli bir özelliğidir ve mekanik özelliklerini, oklüzal kuvvetlere dayanma yeteneğini ve dentin bağlanmasındaki davranışını etkiler. Dentinin üç boyutlu yapısının anlaşılması, optimum kavite tasarımı ve restoratif prosedürler üzerinde önemli bir etkiye sahip olabilir. Dentin tübüllerinin mine dentin sınırından (MDS) dik açılarla uzandığına ve dentin boyunca oldukça doğrudan veya hafif S şeklinde bir seyir izlediğine dair yaygın inanç, yakın zamanda 3D faz-kontrast mikrotomografi kullanan bir çalışmada sorgulanmıştır (83). Minenin hemen altındaki dentinde (0,3 mm içinde), çok çeşitli tübül açısal eğimleri (tübüllerin %75'ine kadar 10 dereceden fazla eğim) görülmüştür. Bu alan içerisinde, tübüllerin bazen 90 dereceye kadar büküldüğü veya kıvrıldığı da görülmüştür. Dentinin biraz daha ilerisinde (0,5 mm), muhtemelen odontoblast artışı nedeniyle daha fazla eğilme veya kıvrılma meydana gelmemiştir (83). Ayrıca, üst ve alt dişler arasında MDS'ye göre tübül oryantasyonunda bir fark gözlenmiştir (83). Bu bulguların doğrulanması gerekse de üst ve alt dişler arasındaki tübül oryantasyonu farklılığının dişlerin

yüklenmesine verilen yanıtı etkileyebileceği, örneğin çiğneme sırasında kronun deformasyonunda farklılıklara neden olabileceği düşünülebilir (83). MDS veya sement ile ilişkili olarak farklı konumlardaki dentin tübüllerinin sayısı, MDS'ye yakın dentin tübüllerinin sayısının önemli ölçüde daha yüksek olduğu cuspal alan dışında değişiklik göstermez (86). Bu durum aşınmaya karşı pulpa-dentin savunma sistemlerinin düzenlenmesiyle ilgili olabilir. Ana tübüle ek olarak, dentin tübülleri çok sayıda dal ve dallanmaya sahiptir. Ana tübüllerin yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde dallanma sayısı daha fazladır (83,86) ve kemikteki osteositlere çok benzeyen bol miktarda anastomoz yapan kanalikül sistemi oluşturur. Mjör & Nordahl (87) üç tip tübüler dal tanımlamıştır: büyük, ince ve mikro dallar. Büyük dallar (0,5 ila 1,0 mm çapında) periferde bol miktarda bulunurken, ince dallar (300 ila 700 nm çapında) tübül yoğunluğunun nispeten düşük olduğu alanlarda bol miktarda bulunmaktadır. Mikro dallar (25 ila 200 nm çapında) dentinin her yerinde tübüllerden dik açılarla uzanır (87).

Dentin doğası gereği nemlidir ve mineden daha az serttir, moleküller arası kuvvetleri ve düşük enerjili yüzeyleri vardır. Dentin, smear tabakasına, organik içeriğe ve dentin tübüllerinin içinde sıvı varlığına sahip olması nedeniyle mineden farklıdır. Ek olarak, dentin tübüllerinin yoğunluğu dentin derinliğine göre değişir ve dentinin su içeriğinin yanı sıra yüzeysel dentinde en düşük, derin dentinde ise en yüksektir. Daha az tübül içeren yüzeysel dentinde, rezinin intertübüler dentine nüfuz etmesi bağlanma kuvvetinin çoğundan sorumlu olacaktır. Derin dentinde dentin tübülleri sayıca daha fazladır. Rezinin intratübüler geçirgenliği daha yüksek bağlanma gücünden sorumlu olacaktır (88).

Kavite preparasyonu sırasında diş dokusunun en üst katmanı smear tabakası (86) adı verilen 1 µm'lik kesme artıklarıyla kaplanır. Bunlar bakteri ve tükürük ile kontamine olabilir. Dentin tübüllerinin ağızları, tübül içerisinde 1-10 mm derinliğe kadar uzanan smear ile tıkanmaktadır. Smear tabakasının alttaki dentin ile olan kalınlığı ve morfolojisi, kavite preparasyonları ile ilişkili olup, bileşimi kesilen dokunun özelliklerini taşır. Klinik koşullarda smear tabakası gerçek bir fiziksel bariyer görevi görerek dentin geçirgenliğini %86 oranında azaltır (89). Smear tabakası engelini aşmak ve diş yüzeyinde ideal mekanik ve kimyasal adezyonu ve bunun devamlılığını sağlayabilmek için uygun pürüzlendirme kritiktir (90).

Yüzey pürüzlendirmenin amacı; smear tabakasını ve demineralize dentini uzaklaştırmaktır. Bu işlem kollajen fibrilleri ortaya çıkarır ve dentin geçirgenliğini artırır (91).

Çok farklı içerikte yüzey pürüzlendirici ajan mevcuttur (Örn: maleik asit, etilen diammin tetraasetik asit (EDTA), oksalik asit, fosforik asit, nitrik asit). Dentin yüzeyine asit uygulanmasıyla dentin tübüleri açılır ve demineralize bir dentin yüzeyi oluşur. Kuvvetli asitler daha çarpıcı etkiler sağlar Örn; EDTA (orta asidik); parsiyel olarak tübüler açılma sağlar. Nitrik asit (güçlü asidik); dentin tübüllerini yaygın olarak açar (92).

2.3.2. Diş dokusu-rezin bağlantısı

Dentin bağlanma ilkeleri, günümüzde Nakabayashi ve meslektaşlarının 1980'lerde yaptıkları çalışmalara dayanarak iyi bir şekilde oluşturulmuştur; bu ilke, monomerlerin sert dokulara iç içe geçmesiyle, aynı zamanda hibrit katman olarak da adlandırılan bir fazlar arası veya difüzyon katmanı oluşturmaktır (93). Bu yaklaşım dönüm noktası olmuştur, çünkü infiltrate olan rezin polimerize edildiğinde, MDS'de oluşan ara faza biraz benzer bir "yapısal" bağ oluşturabilir (94). Çalışmalar, MDS'nin mükemmel bir fibril takviyeli bağ olarak kabul edilebileceğini göstermiştir (95–97). Oldukça mineralleşmiş iki doku (mine ve dentin) arasında orta derecede mineralize bir arayüzden oluşur. MDS ile dentin-rezin hibridizasyonunun mevcut ilkeleri arasında şaşırtıcı benzerlikler vardır. Her ikisi de karmaşık arayüzler (fibril ile güçlendirilmiş) olarak düşünülebilir ve basit arayüzler olarak kabul edilemez. Sonuç olarak, günümüz dentin bağlanma ajanlarının klinik performansı, adeziv restorasyonların oldukça öngörülebilir bir klinik başarı ile yerleştirilmesine izin vererek önemli ölçüde iyileşmiştir. Dentin hibridizasyonu ile MDS simülasyonunun, dentin bağlama prosedürlerinin optimizasyonu için yeni bir referans oluşturduğu ve mine / MDS ikamesi olarak bağlı porselen kullanılarak dişlerin biyomimetik ve konservatif restorasyonuna geniş bir fırsat penceresi açtığı kanıtlanmıştır (98).

Spesifik olarak, adeziv diş hekimliğinin tanıtılması, yüksek estetik özelliklerin ve azaltılmış invazivliğin eşlik ettiği yüksek retansiyon ve düşük ayrılma potansiyeline sahip restorasyonlar oluşturmayı mümkün kılmıştır (1). Bu nedenlerden dolayı doğrudan restorasyonlar sırasında anterior ve posterior dişleri restore etmek için artık ilk tercih edilen materyal kompozit rezindir (99,100). Her tekniğin ve her malzemenin, kullanılan protokole veya malzemenin kendisine ilişkin avantajları ve dezavantajları olacağı açıktır (101,102). Adeziv restorasyonların dezavantajları; dişeti sıvısı, tükürük ve kana karşı savunmasızlığıyla bağlantılıdır, bu da bakteriyel sızıntıya, postoperatif hassasiyete, tekrarlayan çürüklere, diş renginin bozulmasına ve restorasyon başarısızlığına yol açabilir (14,103). Yapışkan

malzemelerin işlevini yerine iyi getirmesi ve mekanik direncini sağlamak için en önemli hususlardan biri bunların simantasyonuyla ilgilidir (104). Simantasyon nedeniyle başarısızlık riskini azaltmak için çeşitli teknikler önerilmiştir (104,105). Kullanılan ilk simantasyon maddeleri arasında, çinko fosfat ve cam iyonomer simanlar gibi su bazlı simanlar geliştirilmiştir ancak bu tür yapıştırma maddelerinin adezyon özellikleri bulunmamaktadır (105). Daha sonra, iyi çözünürlük ve adezyon ışıkla sertleşme ihtiyacı ve yapışkan olup olmadıklarını içeren özelliklere sahip self-etching, veya self-adhesive rezin simanlar geliştirilmiştir (106). Bununla birlikte, bu adeziv maddelerin kullanımdan önce mine ve dentin için bir tür iyileştirme prosedürüne ihtiyacı vardır. Bu malzemelerin uzun vadeli takibini sağlamak için dünya çapında farklı teknikler geliştirilmiştir (107,108). Bunlar arasında, ölçüden önce kullanılması önerilen IDS protokolleri vardır (108). Bu teknik 1990'ların başlarında (20) adezivin doğrudan dişin preparasyonundan sonra ve ölçü alınmadan önce uygulanmasını içeren bir teknik olarak önerilmiştir. Bakteriyel sızıntıya ve hassasiyete karşı anında koruma, hasta konforu ve doku koruma gibi avantajları ile artık kabul gören bir yaklaşımdır (109). Bu şekilde, dentin tübüllerini diş preparasyonundan hemen sonra adeziv rezin ile kapatmak mümkün olmuştur. Birçok çalışma, bu tekniğin pulpodentin kompleksinin korunmasında, duyarlılığın azaltılmasında ve restorasyonların bağlanma kuvvetinin iyileştirilmesinde etkili olduğunu göstermiştir (110,111). Aksi olarak, ölçü malzemelerinin adeziv tabaka ile etkileşimleri ve ardından oksijen kısıtlama tabakasının (OKT) oluşumu hakkında şüpheler ortaya çıkmıştır (111). OKT, reçinenin yüzeysel tabakasının dönüşüm oranının düşmesine neden olacaktır. Bunun nedeni, oksijenin polimerizasyon sürecine dahil olan radikalleri engellemesidir (112,113). Yakın zamanda yapılan bir çalışma, iyi bir yüzey temizleme protokolünün, adezivin tam polimerizasyonunu sağlamak için ölçü materyali ile etkileşimi bile sıfırlayabileceğini göstermiştir (114).

İnley, onley, veneer ve kuron preparatları gibi dolaylı restorasyonlar için diş hazırlığı sırasında önemli bir dentin alanı açığa çıktığında, üreticinin talimatları (17,20,25,115–120) uyarınca yeni kesilmiş dentine bir dentin yapıştırıcısı uygulanması önerilir. Daimi restorasyon ölçüsü alınmadan önce dentin bağlama ajanı (DBA) uygulamak, IDS tekniği (25,110,119), veya rezin kaplama tekniği (117,118,120) önemli avantajlar sağlar. Hazırlama sırasında, dentin kesilir ve temizlenir, bu da dentin bağlanması için idealdir (geçici siman ile kontaminasyon olmadan önce) (121). IDS, DBA'nın ön polimerizasyonunu sağlar ve bu da gelişmiş bağlanma mukavemetiyle sonuçlanır (116,117,119,120,122). Restorasyon yerleştirmeyi geciktirmek, geçici restorasyon aşamasında dentin bağının stres olmadan gelişmesine izin verir (123). Geleneksel kuron preparasyonları için kullanıldığında ve cam

iyonomer veya modifiye rezin simanlar ile birleştirildiğinde IDS, önemli ölçüde artmış retansiyon, azalan marjinal sızıntı ve gelişmiş yapışma mukavemetleri ile sonuçlanabilir (124–126). Bu nedenle IDS, kısa klinik kuronlar ve aşırı inceltilmiş preparatlar için retansiyonu iyileştirmek için yararlı olabilir. Yukarıda belirtilen kanıta dayalı ilkelerin ötesinde, IDS'yi gerekçelendirmek için pratik nedenler de vardır (20,110,127):

- klinisyen dentine "ıslak bağlanma (wet bonding)" (üç aşamalı-total etch durumları için) üzerine odaklanabilirken, kuru mine bağlanması daimi restorasyon yerleştirme aşamasında ayrı olarak gerçekleştirilebilir,
- ajanla kaplanan dentin infiltrasyondan ve geçici restorasyon aşamasında bakteri sızıntısından korunur, dolayısıyla hasta konforunu artırır (duyarlılığın olmaması),
- simantasyon sonrası duyarlılığı için potansiyel risk azalır ve
- daimi restorasyonun simantasyonu yalnızca sınırlı anestezi gerektirir veya hiç anestezi gerektirmez (rezin kaplı dentin ağrısızdır), sonuç olarak oklüzal ayarlamayı kolaylaştırır.

Bu tekniğin başarısı, diş hazırlığı sırasında yerleştirilen mevcut rezin kaplaması ile yeni yapıştırma ajanı arasındaki bağa da bağlıdır. Geçici restorasyon aşaması sırasında, polimerize yapıştırıcının oral sıvılara potansiyel olarak maruz kalması, mevcut yapıştırıcı ile yeni restorasyon arasındaki bağı tehlikeye atabilecek su emilimine izin verebilir (128). Daha önce yayınlanan (119) 2 haftaya kadar geçen süre içinde geçici restorasyonun yerleştirilmesinin, rezidüel serbest radikaller (129,130) van der Waals etkileşimleri (moleküller arası kuvvetler) ve mikromekanik kilitleme ile açıklanabilecek potansiyel rezin-rezin bağı etkilemediğini göstermiştir. Kompleks inley, onley ve veneer durumları ve özellikle prostodontik hastalarda, restorasyon laboratuvar tarafından teslim edilene kadar daha uzun gecikmeler yaşanabilir.

2.3.3. Oksijen kısıtlama tabakası (OKT)

OKT yapışkan, rezin bakımından zengin, sertleşmemiş bir tabakadır ve bir kompozit veya bonding rezin polimerize edildiğinde ortaya çıkar (129). Işıkla sertleştirme prosedürü sırasında havadaki oksijen, polimerizasyon reaksiyonuna müdahale eder. Bu da kompozitin yüzeyinde bir OKT oluşmasına neden olur. OKT, tüketilmiş veya azaltılmış miktarda fotobaşlatıcı içeren polimerize olmamış bir reçinenin bileşimine benzer (129,131), bu nedenle polimerize olmamış reçine tabakası olarak da bilinir (132,133). OKT'in kalınlığı kompozit rezinlerin ara katman bağlanma mukavemetlerini etkileyebilir, çünkü OKT'in ara

yüzey homojenliğini bozduğu (131); yeni kaplanmış kompozitin oksijen kısıtlama bölgesi boyunca tam bir interdifüzyona izin verdiği (OKT inceyse) (129); ve mekanik mukavemeti tehlikeye attığı (OKT kalınsa) bilinmektedir (112). Bu nedenle, OKT'in kalınlığı katmanın bütünlüğü ve ara katman bağlanma kalitesi için çok önemlidir.

OKT 40 µm'ye kadar bir kalınlığa sahiptir ve normalde polimerizasyon reaksiyonunu indükleyen radikallerin oksijen inhibisyonu nedeniyle reçinenin giderek daha düşük bir dönüşüm oranından kaynaklanmaktadır (112,113). OKT, DBA tipine bağlı olarak vinil polisiloksan (VPS) ölçü malzemelerinin polimerizasyonunu da inhibe edebilir. OKT oluşumunun polimerizasyon sırasında bir gliserin jölesi uygulanarak ("hava blokajı") önlenebileceği bildirilmiştir (134), ki bu genellikle IDS tekniğinde önerilmektedir (25,108,110,119,135). Yine de popüler DBA'ların ve ölçü malzemelerinin hala inhibisyon fenomeni veya yapışma ve yırtılma gösterdiğine dair anekdot niteliğinde raporlar ve bulgular vardır.

2.3.4. İndirekt adeziv restorasyon için dentin adeziv ajanın kanıta dayalı klinik uygulaması

Başarılı dentin bağlanmasının klinik önemi, inleyler, onleyler ve veneerler gibi indirekt adeziv porselen restorasyonlarda özellikle fazladır çünkü diş restorasyon kompleksinin nihai gücü adeziv prosedürlerine büyük ölçüde bağlıdır. Dumfahrt ve Friedman tarafından yapılan uzun süreli klinik deneyler, dentine kısmen bağlanan porselen veneerlerin artan bir başarısızlık riskine sahip olduğunu göstermiştir (136,137). DBA uygulaması için bilgi veri tabanındaki son gelişmeler, DBA'nın uygulama prosedürünü değiştirerek bu hataların büyük olasılıkla önlenebileceğini göstermektedir. Aslında, dentin-rezin hibridizasyonunun klinik prosedürü sırasında uyulması gereken temel ilkeler vardır, bunlardan en önemlileri dentin kontaminasyonu ve hibrit tabakanın polimerize olana kadar kolapse yatkınlığı ile ilgilidir. İndirekt adeziv restorasyonlar, özellikle indirekt adeziv porselen restorasyonlar çerçevesinde değerlendirildiğinde bu temel unsurlar, ölçü alma işleminden önce IDS olarak adlandırılan diş hazırlığından hemen sonra dentin kapatılabileceği sonucuna götürür (97). IDS'yi destekleyen en az dört rasyonel neden ve diğer birçok pratik ve teknik neden vardır.

1. Yeni kesilmiş dentin, dentin bağlanması için ideal substrattır. DBA bağ kuvveti üzerine yapılan çoğu çalışmada, yeni prepare edilmiş dentin kullanılır. Pratikte, yeni kesilmiş dentin yalnızca diş hazırlığı sırasında (ölçüden önce) mevcuttur.
2. DBA'nın sertleşmesi, bağ kuvvetinin artmasına yol açar. DBA bağlanma mukavemeti üzerine yapılan çoğu çalışmada, infiltre olan rezin ve adeziv tabaka kompozit yerleştirilmeden önce polimerize edilir (ön kürlenme), bu da DBA ve kompozit veneral birlikte sertleştirildiği örneklerle karşılaştırıldığında gelişmiş bağlanma kuvveti oluşturduğunu göstermektedir (122,138). Bu sonuçlar, restorasyonun kompozit yerleştirilmesi veya oturtulması sırasındaki basınçtan kaynaklanan, kürlenmemiş dentin-reçine hibrit tabakasının çökmesiyle açıklanabilir (115,139). Hibrit tabaka, sıkıştırılmış kollajen liflerinin daha düşük rezin içeriğinin bir sonucu olarak yüzeysel olarak zayıflatılabilir. Bu hipotez, yapısal kusurların ve hibrit tabakanın içsel zayıflığının DBA'nın kullanım koşulları ile ilişkili olduğunun gösterilmiş olması gerçeğiyle desteklenmektedir (140). DBA'nın polimerizasyonunun tamamlanması kompozit restorasyonların doğrudan uygulanmasıyla tamamen uyumludur; ancak indirekt adeziv restorasyonların simantasyonu sırasında uygulandığında birkaç sorunu ortaya çıkarır. Polimerize edilmiş DBA kalınlıkları yüzey geometrisine göre, pürüzsüz bir dışbükey yüzeyde ortalama 60 ila 80 µm ve marjinal oluk gibi içbükey yapılarda 200 ila 300 µm'ye kadar önemli ölçüde değişebilir (20,25). Sonuç olarak, indirekt kompozit veya porselen restorasyonun yerleştirilmesinden hemen önce DBA'nın uygulanması ve sertleştirilmesi, restorasyonun tam oturmasını engelleyebilir. Bu nedenle pratik olarak konuşursak, restorasyon tam olarak oturtulmadan önce adeziv reçinenin polimerize edilmemiş halde tutulması tavsiye edilir. Bu da en az iki önemli sorun yaratır: ilki, restorasyon yerleştirilirken dışa doğru yönlendirilmiş dentin sıvısı akışı bonding ajanı seyreltir ve rezinin içine nüfuz edeceği mikro gözenekleri bloke eder (141,142). Diğeri, restorasyonun oturtulması sırasında yapıştırma kompozitinin basıncı, demineralize dentin (kollajen lifleri) çökmesine neden olabilir ve daha sonra yapışkan ara yüz kohezivitesini etkileyebilir (115,139). Yapıştırıcı tabakanın ön kürlenme için (restorasyonun yerleştirilmesinden önce) 40 µm'den daha az inceltmesi önerilmiştir; bununla birlikte, metakrilat rezinler ışıkla sertleştiklerinde 40 µm'ye kadar bir inhibisyon tabakası gösterdiğinden (112), aşırı inceltme ışıkla etkinleşen DBA'ların sertleşmesini önleyebilir. Yukarıda

belirtilen tüm sorunlar, eğer IDS protokolü uygulanırsa, diş preparasyonunun tamamlanmasından sonra direkt olarak DBA ölçüden önce uygulanır ve polimerize edilirse, bu da üstün bağlanma gücü (116,117) ve daha az boşluk oluşumu sağlar (25,118). Elde edilen ara faz, restorasyon ile birlikte uygulanan ve kürlenen aynı adeziv ile karşılaştırıldığında termal ve fonksiyonel yüklere uzun süreli maruz kalmaya potansiyel olarak daha iyi dayanabilir.

3. IDS, stressiz dentin bağı gelişimine izin verir. Dentin bağ kuvveti, farklı monomerleri içerdiğinden kopolimerizasyon işleminin tamamlanması nedeniyle zaman içinde aşamalı olarak gelişir. Reis ve arkadaşları, 1 haftalık bir süre boyunca bağ gücünde önemli artışlar olduğunu göstermiştir (143). IDS ve indirekt adeziv restorasyonlar kullanılırken, restorasyonun gecikmiş yerleştirilmesi (indirekt tekniklere özgü) ve ertelenen oklüzal yükleme nedeniyle dentin bağı stres olmadan gelişebilir ve bu da önemli ölçüde iyileştirilmiş restorasyon adaptasyonu ile sonuçlanır (123).
4. IDS, dentini bakteri sızıntısına ve geçici restorasyon kullanımı sırasında hassasiyete karşı korur. Geçici restorasyonların bakterilerin mikro sızıntısına ve ardından dentin hassasiyetine neden olabileceği gerçeğine dayanarak, 1992'de Pashley ve arkadaşları kron preparasyonlarında dentin sızdırmazlığını önermişlerdir (20). Bu fikir, sızdırmaz ve stabil geçiciler elde etmenin spesifik zorluğu göz önüne alındığında, adeziv porselen restorasyon (örneğin, veneerler) kullanıldığında daha da yararlı olduğunu kanıtlamaktadır. Yapılan in vivo bir çalışmada, porselen veneerler için preparasyondan sonra uygulanan farklı primerlerin duyarlılığı ve bakteri penetrasyonunu önleme yeteneği olduğu doğrulanmıştır (127).

2.3.5. IDS'yi destekleyen pratik ve klinik gerçekler

Aşağıdaki pratik ve klinik gerçekler IDS'nin kullanımını açıklamaktadır:

- Hasta konforu: Hastalar, geçicinin kullanımı sırasında daha fazla konfor, final restorasyonların yerleştirilmesi sırasında sınırlı anestezi ihtiyacı ve postoperatif duyarlılıkta azalma yaşarlar (20,127).

- Maksimum diş yapısı koruması. Tam kuron kaplama preparasyonunda kullanıldığında ve cam iyonomer veya modifiye rezin simanlar ile birleştirildiğinde IDS, dişin kohezyon mukavemetini aşan önemli ölçüde artmış retansiyona neden olabilir (124). Bu nedenle IDS, kısa klinik kuronlar ve aşırı derecede inceltirilmiş preparatlarla uğraşırken retansiyonu iyileştirmek için yararlı bir araç olabilir. İç restorasyon yüzeyinde de (örn. İnleyler, onleyler ve veneerlerde olduğu gibi porselen aşındırma ve silanizasyon) optimal yapışma sağlandığı takdirde, geleneksel diş hazırlığı prensipleri göz ardı edilebilir ve önemli ölçüde daha konservatif diş yapısı çıkarılması sağlanır (144).
- Işıkla etkinleştirilen DBA'nın sistematik kullanımı. IDS uygularken, doğrudan ve anında sertleştirme modu sayesinde, ışıkla etkinleştirilen DBA'lar kullanılabilir. IDS olmadan, restorasyon boyunca tam kürlenmeyi sağlamak için dual-cure DBA kullanımı gerekli olabilir. Dual-cure rezinler hakkındaki bilgi veri tabanı sınırlıdır ve bu nedenle, yapıştırma materyali olarak ilk tercih olmamalıdır. Dual-cure materyallerin formülasyonunun, restorasyonun tüm yönlerinde yüksek seviyelerde polimerizasyon ile amin bozunmasına bağlı renk değişiklikleri arasında bir dengeyi temsil ettiği bilinmektedir (145). Bu nedenle, mekanik özelliklerden veya estetik özelliklerden ödün verilebilir.
- Mine ve dentin için ayrı uygulama. IDS öncelikle açıkta kalan dentin yüzeylerinde gerçekleştirildiğinden, operatör dentine "ıslak bağlanmaya (wet bonding)" (total-etching durumunda) odaklanabilirken, final restorasyon yerleştirme aşamasında mine uygulaması ayrı ayrı gerçekleştirilebilir.

2.4. Diş hekimliğinde ölçü

Ölçü malzemeleri, sert ve yumuşak dokuların doğru bir kaydını sağlamak için kullanılır. Bu adım, protez restorasyonların kesin uyumu, şekli ve işlevinin ana belirleyicisidir (146). Ölçünün amacı, prepare edilmiş dişin boşluksuz negatif temsilini sağlamaktır; bu, alçı ürünü ile doldurulduğunda preparasyon yapılan dişin ve çevreleyen dokunun doğru bir dökümünü üretecektir (147). Diş laboratuvarlarına gönderilen kısmi sabit diş protez ölçülerinin yüzey detayının yeniden üretim kalitesini çeşitli çalışmalar

değerlendirmiştir. Bir klinik çalışmada, Samet ve arkadaşları (148) araştırılan ölçülerin %89'undan fazlasının 1 veya daha fazla gözlemlenebilir hata içerdiğini bildirmiştir; bu nedenle diş hekimlerinin ölçüleri daha eleştirel olarak değerlendirmelerini önermişlerdir. Raigrodski ve arkadaşları (149), bir klinisyen ve diş teknisyeni tarafından analiz edilen kontrol ölçü hazırlama alanlarının %92 ila %96'sının yırtıklar, boşluklar ve kabarcıklar gibi küçük kusurlara sahip olduğunu bildirmiştir. Ölçü tekniği (150–154) ve ölçü materyali dahil olmak üzere çeşitli faktörler ölçülerin kalitesini ve doğruluğunu etkileyebilir (149,155). Bazı çalışmaların sonuçları, ölçü materyalleri geliştikçe, yüzey detayının yeniden üretim kalitesinin, materyalin kendisi yerine kullanılan teknikten daha fazla etkilendiğini göstermiştir. Bununla birlikte, diğer çalışmaların sonuçları, ölçü tekniğinin ölçülerin yüzey detayının yeniden üretim kalitesini etkilemediğini göstermiştir (156,157). Bu nedenle, ölçü materyalleri ve / veya ölçü teknikleri ile ilgili olarak ölçülerin kalitesi ve doğruluğu üzerine yapılan önceki çalışmaların sayısına rağmen, hala tartışmalar devam etmektedir. Ölçü tekniklerinin türleri ve ölçülerin kalitesini ve doğruluğunu değerlendirmek için kullanılan farklı protokoller, literatürde bildirilen çelişkili sonuçları açıklayabilir. Ölçü teknikleri monofaz olarak tek aşamalı, iki faz olarak (ağır kıvamlı – akışkan kıvamlı ölçü materyalleri ile) tek veya iki aşamalı gerçekleştirilebilen ölçü tekniği ve 3 fazlı (ağır kıvamlı - akışkan kıvamlı ölçü materyali artı ekstra akışkan kıvamlı ölçü materyali) 2 adımlı teknik (2 adımlı ölçü enjeksiyon tekniği olarak) kategorize edilmiştir (158). Tek fazlı malzemeleri kullanan teknikler, ölçü malzemesinin kaşıқта akmasını önlerken daha ince ayrıntıları kaydetmek için orta viskoziteye sahip bir ölçü malzemesi kullanan tek aşamalı bir prosedürle gerçekleştirilir. Ağır kıvamlı - akışkan kıvamlı ölçü malzemesi teknikleri gibi 2 aşamalı malzemeleri kullanan tekniklerle (hem 1 aşamalı hem de 2 aşamalı yaklaşımlar), akışkan kıvamlı ölçü materyali, bu her zaman klinik olarak başarılmasa da, tüm preparasyonu kapsamalıdır (153,157). İki fazlı, iki aşamalı ölçü tekniğinin, iki fazlı tek aşamalı ölçü tekniğinden daha doğru olduğu bildirilmiştir (150,159). İki fazlı, iki aşamalı ölçü tekniği, akışkan kıvamlı ölçü malzemesi ile çoğunlukla preparasyon alanının tam olarak kaplanmasına izin verir; ancak bu, ölçüde oklüzal boşluğun oluşturulmasıyla ilişkilendirilebilir, çünkü bazı akışkan kıvamlı ölçü materyalleri, ağır kıvamlı ölçünün yeniden oturtulması sırasında oklüzal yüzeyden açılabilir (156). Bu tekniklerle ilişkilendirilebilecek problemler göz önüne alındığında, 2 fazlı 2 aşamalı ölçü tekniğinin birtakım avantajları olmasına rağmen, boyutsal stabilite ve hatasız yüzey detayının yeniden oluşturulmasında daha fazla iyileştirme, yeni bir 3 fazlı 2 aşamalı ölçü enjeksiyon tekniği ile elde edilebilir. Bu 2 adımlı ölçü enjeksiyon tekniğinin prensipleri in vitro bir çalışmada açıklanmıştır (158). Bu çalışmada, ağır kıvamlı ve akışkan

kıvamlı ölçü malzemesinin ilk polimerizasyonu, geleneksel tek aşamalı ölçü tekniğindekiyle aynı ve bunu takiben, ekstra akışkan kıvamlı ölçü malzemesinin metal kaşıқта oluşturulan bir delikten preparasyona enjeksiyonu takip etmektedir. Bu yeni 2 aşamalı ölçü enjeksiyon tekniği, ağır kıvamlı - akışkan kıvamlı ölçü materyali ile ilk oturma sırasında dil gibi yumuşak dokuların yer değiştirmesine izin verirken, ikinci adımda ekstra akışkan kıvamlı ölçü materyali tüm ince ayrıntıları basınç olmadan kaydedebilmektedir.

Protezin başarı oranı farklı faktörlere bağlıdır. Dikkatli diş preparasyonlarına ve standart simantasyon prosedürlerine (106,160) dayanan yeterli klinik protokollerin (161,162) çok önemli olduğu kanıtlanmıştır. Benzer şekilde hem ölçülerin hem de laboratuvarında üretilen modellerin boyutsal stabilitesi ve ayrıntılı bir kopyasının hazırlanması başarılı bir protez teslimi için önemlidir (163). İdeal ölçü malzemesi, çeşitli klinik senaryolar altında gerilmelere dayanmak için yeterli mekanik özellikler sergilemelidir. Elastomerik ölçü malzemeleri, ölçünün ağızdan çıkarılmasında yüksek elastik geri kazanım ve kabul edilebilir esneklik sunar (164). Son zamanlarda, çok yüksek elastik geri kazanım ve yüksek yırtılma ve gerilme mukavemetleri iddiasıyla yeni elastomerik ölçü malzemeleri piyasaya sürülmüştür. PVS'ler (ilave-katılma tipi silikonlar), silan grupları içeren orta derecede düşük moleküler ağırlıklı silikonlardır. PVS'ler polimerizasyon sırasında uçucu bir yan ürün üretmediğinden, uygulama sırasında çok küçük boyutsal değişiklikler meydana gelir (165). PVS doğası gereği hidrofobiktir, bu da ölçüdeki diş preparatının kenarında boşluklara ve alçı modellerde kabarcıklara neden olabilir. Bununla birlikte, PVS malzemelere son zamanlarda sürfaktan eklenmesi nedeniyle hidrofilik olarak etiketlenmektedir (166,167). Chai ve arkadaşları farklı marka ve kategorilerdeki çok çeşitli malzemeleri karşılaştıran bir çalışmada kayda değer doku kesiklerinden bozulma olmadan çıkarılmalarını kolaylaştıracak PVS ölçü malzemelerinin yüksek gerilim toleransını bildirmiştir (168).

2.4.1. Dental ölçü malzemelerinin kısa tarihçesi

1950'lerde ve 1960'larda hidrokolloidler tercih edilen ölçü malzemeleriydi. Hidrokolloidler 1930'ların ortalarında piyasaya sürülmesinden bu yana, andırkat alanların ölçüsü mümkün hale gelmiştir. 1950'lerde polisüfitler ve yoğunlaşma reaksiyonu silikonları (C-tipi silikonlar) sabit protezlerde güvenilir bir şekilde kullanılmıştır. Tüm bu diş materyallerinin en büyük dezavantajı, yönteme özgü olan birkaç saatlik süre içinde büzülmesidir. Hidrokolloidlerde büzülme suyun buharlaşmasından kaynaklanırken,

yoğuşma ile sertleşen elastomerlerde düşük moleküllü yan ürünlerin buharlaşmasıdır (169,170). 1960' ların sonlarında, katyonik halka açma polimerizasyon reaksiyonu ile kürlenen hidrofilik bir ürün olan polieter piyasaya sürülmüştür. Yüksek mekanik özellikleri, iyi elastik geri kazanımı ve düşük büzülme, hidrokolloidler ve C tipi ölçü malzemelerinden üstün olmasını sağlamıştır. On yıl sonra, hidrofobik ilave tipi reaksiyonla sertleşen silikonlar (PVS) piyasaya sürülmüştür. Sürfaktanların eklenmesiyle hidrofobiklik seviyesi düşürülmüştür. PVS, nemli bir ortamda bile yüksek zaman ve sıcaklıkta çok yüksek boyutsal kararlılığa sahiptir; üstün elastik geri kazanımı ile bilinir. 1997'de Christensen'e göre, "Son 20 yıl, polieter ve PVS kategorilerinde önemli gelişmeler sağlamıştır ve şimdi bunlar, çoğu protez kullanımı için en kabul edilebilir ürün kategorileri gibi görünmüştür". 1997'de; sabit, hareketli ve implant üstü protez kullanımına üç ölçü malzemesi kategorisi hakimdir: azalan kullanım sırasına göre; ilave tipi reaksiyon silikon (PVS), polieter ve tersinir (reversible) hidrokolloid şeklindedir (171).

2.4.2. Ölçü malzemesi genel özellikleri

İdeal bir ölçü materyali, klinik ve laboratuvar ortamında belirli özellikler sergilemelidir. Klinik olarak, yeterli elastik geri kazanımı ve yırtılmaya karşı direnç için optimal mekanik özelliklerle (optimal young modülü, akma dayanımı ve termal genleşme katsayısı) boyutsal olarak kararlı, doğru bir ölçü üretmelidir. Ayrıca makul bir süre içinde çalışılmalı ve biyouyumluluk göstermelidir. Hipoalerjenik yapıda ve minimum toksisitede olmalıdır. İyi bir ölçü oluşturmak ve birden fazla alçıya doğru bir şekilde dökmek için hidrofilik olmalıdır. Dezenfeksiyon sırasında boyutsal stabilitesi etkilenmemelidir. Son olarak, makul maliyet önerilir (172–175). Bu ideal tip ölçü malzemesinin gerçekte elde edilmesi zordur.

2.4.2.1. Hassasiyet

Amerikan Dişhekimleri Birliği'nin şartnamesine göre, hassas dökümleri imal etmek için kullanılan elastomerik ölçü malzemeleri, 25 µm veya daha az ince ayrıntıları yeniden üretebilmelidir (176). PVS ölçü malzemeleri 1 ila 2 µm'lik ayrıntıları yeniden üretebilir (177). Çeşitli viskoziteler de detay reproduksiyonunun doğruluğunda rol oynar. Aslında, viskozite ne kadar düşükse, ince ayrıntıları o kadar iyi kaydeder. Ağır kıvamlı ölçü

malzemeleri, 25 µm düzeyinde ince ayrıntılar üretmez ve yalnızca 75 µm'lik ayrıntıları kaydetmek için kullanılır (155).

2.4.2.2. Elastik geri kazanımı

Bir ölçünün elastik geri kazanımı, malzemenin ağızdan çıkarıldığında önemli bir bozulma olmadan orijinal boyutlarına geri dönme yeteneği olarak tanımlanır (174). Hiçbir ölçü materyali %100 elastik geri kazanıma sahip değildir ve tüm ölçü materyalleri için andırkat derinliği arttıkça kalıcı distorsiyonu da artar (146). Bu nedenle, kaşıktaki malzemenin minimum kalınlığı, en büyük andırkattan üç ila dört kat daha fazla olmalıdır. Ölçü malzemesinin elastik geri kazanımını en üst düzeye çıkarmak için en iyi prosedür, diş preparasyonundaki herhangi bir andırkatı ortadan kaldırmak veya bloke etmektir. PVS, %99'un üzerinde elastik geri kazanımla en iyi elastik davranışı göstermektedir, ardından polieterler ve polisüfitler gelmektedir (174,178). PVS, karıştırıldıktan sonra hızla elastikiyet geliştirir ve özellikle yüksek sıcaklıklarda mümkün olan en kısa sürede kullanılmalıdır.

2.4.2.3. Boyutsal stabilite

İdeal olarak bir ölçü malzemesinin boyutsal stabilitesi, ölçünün zaman içindeki doğruluğunu muhafaza etme kabiliyetini yansıtır (174), böylece operatöre rahatlıkla ölçüyü dökme fırsatı verir. Gerçekte, genellikle zamana bağlı bir prosedürdür ve daha büyük boyutsal stabilite, polimerizasyonun tamamlanmasının hemen ardından meydana gelir, uzun süre zarfında düşüşe başlar (146,179–182). Bu nedenle, bu malzemeler polimerleştikten sonra düşük bir büzölmeye sahip olmalı ve stabil kalmalıdır. PVS malzemeleri neredeyse ideal boyutsal stabiliteye sahiptir ve ölçü alındıktan sonra 1 ila 2 hafta içinde dökülebilir (146,172,174,179,180,183). Bunları polieterler takip eder, ancak bunlar atmosferdeki suyu emebilir ve şişebilir (182,184). Maksimum doğruluk için, ağızdan çıkarıldıktan sonra 1 saat içinde dökülmesi önerilir. C tipi silikon ve polisüfitler gibi diğer ölçü malzemeleri ağızdan çıkarıldıktan sonra 30 dakikayı geçmeden dökülmelidir Sırasıyla C tipi silikonu ve polisüfit kauçuğu ile sertleşme reaksiyonunun yan ürünleri olarak üretilen uçucu etil alkol ve su, polimerize olan ölçünün yüzeyinden buharlaşma eğilimi göstererek distorsiyona neden olur (185). Her tür elastomerik ölçü malzemesi, polimerizasyonun neden olduğu büzölmeye uğrar ve yan ürünleri reaksiyona giren malzemeler ek büzölmeye sebebiyet verir Rakam

olarak, polisülfidler ve C tipi silikonları, -% 0,4 ila -% 0,6 aralığında, sertleşme sırasında en büyük boyutsal değişikliğe sahiptir. PVS en küçük değişikliğe (-% 0,15) sahiptir, bunu polieter izlemektedir (-% 0,2).

2.4.2.4. Hidrofilik özellikler

Ölçü malzemesi ıslak yumuşak ve sert doku ile yakın temas içinde olduğundan, hidrofiliklik modern bir hassas ölçü malzemesinin önemli bir özelliğidir. Ölçü malzemesinin hidrofilik doğası; çalışabilme, ıslak bir ortamda akma ve yine de bir ölçüde doğruluk sağlama yeteneği ile ilgilidir (186). Hidrofobik malzemeler su ile 90° veya daha büyük bir temas açısı sergilerken, hidrofilik malzemeler daha düşük bir temas açısına sahiptir. Hidrofilik malzemeler su moleküllerini çeken ve etkileşime giren fonksiyonel grupları [karbonil (C=O) ve eter (C–O–C)] içerir, (172,187). PVS ise hidrofobik alifatik hidrokarbon grupları içerir (163,174). Hidrofilik materyaller, subgingival bölgeler gibi nemli bölgelerde, mukozada ve nemli dişlerde daha iyi akar. Daha yüksek bir hassasiyet sunarlar ve alçı model üzerinde daha düşük hava kabarcığı oluşma riski gösterirler. Polieterlerin ve polisülfidler hidrofilitesine rağmen, ölçü almak için kuru bir alana ihtiyaç duyulur. PVS'nin sınırlamaları, kimyasal yapısı ve yüksek temas açıları nedeniyle hidrofobik doğasını içerir (173,181,182,187–193). Daha yeni PVS formülleri, ıslanabilirliği arttıran ve temas açılarını azaltan noniyonik yüzey aktif maddeleri içerir (174,175,190,194). Bu gelişmeler, nemli ağız dokularında ve diş yüzeylerinde sertleşmemiş materyalin ıslatılmasını kolaylaştırarak yüzey detaylarının tekrarlanabilmesine olanak verir (195). PVS malzemelerini boşluklar olmadan dökmek de önemli ölçüde daha kolay hale gelir; bununla birlikte, ıslak bir ortamda kabul edilebilir bir ölçü almak çok zor olduğundan, bu iyileştirmenin çok az klinik değeri vardır (146). Daha yeni formüllerin yüzey aktif maddeyi malzeme yüzeyinden serbest bıraktığı görülmektedir. Daha sonra sıvı içinde yayılır, tüm aksi iddialara rağmen malzeme hidrofobik kalır (173,175,183,196,197). Hidrofilik yapıları nedeniyle, polieter ve polisülfid ölçü malzemelerinin kullanılması mukozal dokularda bulunan doğal nem ile daha uyumludur (172,174,180,183,186). Dahası, kanıtlar polieter malzemenin nem varlığında üstün detay reproduksiyonu ile ölçü üretme olasılığının daha yüksek olduğunu göstermektedir (198). Bununla birlikte, hidrofilik yapıya sahip ölçü malzemeleri de nem emmeye eğilimli olabilir ve bu da boyutsal doğruluğun modifikasyonu ile sonuçlanır (189).

2.4.2.5. Akışkanlık veya reolojik özellikler

Bir ölçü malzemesinin ıslanabilirliği veya akışkanlığı, malzemenin küçük alanlara (174) akma ve en küçük ayrıntıları yeniden üretme yeteneği ile ilgilidir (146). Düşük ıslatma açılı akışa sahip ölçü materyalleri, geniş ölçüde protezlerde kullanılmaya iyi bir adaydır. Bu tür materyaller, daha az boşluk ve daha az ağız sıvısı hapsolması ile ölçüler üretir ve daha doğru ölçüler sağlar (174,175). Çoğu PVS, orta derecede yüksek bir ıslatma açısına sahiptir ve yeni PVS'ler iyileştirilmiştir. Son olarak, ölçü malzemelerinin 20 ila 70 µm aralığındaki en küçük ayrıntılara kolayca akması gerekir ki bu, mükemmel bir şekilde uyarlanmış kuronlar ve köprüler için gereklidir (28,199). Akışkan kıvamlı malzeme mükemmel akış özelliklerine sahiptir, ancak preparattan akma eğilimindedir. Yeni PVS ve polieter malzemeler tiksotropik hale gelecek şekilde modifiye edilmiştir: şırınga ile uygulandıklarında oldukları yerde kalırlar, ancak ağır kıvamlı kaşık malzemeleri üstüne yerleştirildiğinde akarlar (146). Bu tiksotropik materyallerin kendine özgü faydaları, şırıngadan kontrollü akış ve kontrolsüz intraoral akış olmadan kaşık içindeyken stabil kalma kabiliyetidir.

2.4.2.6. Elastikiyet

Esnek ölçülerin ağızdan çıkarılması daha kolaydır. Bu nedenle, bitişik dişlerdeki ve diğer ağız içi yapılarıdaki (mandibular torus, gövdeler, embraşur, vb.) andırkatların üstesinden gelmek için yeterince esnek bir ölçü malzemesine sahip olmak önemlidir. Polieter malzeme sertleştikten sonra, en rijit ölçü malzemesi olma eğilimindedir. Aljınatlar ise tam tersi ve en esnek olanı kabul edilir. Periodontal olarak çok sağlıklı olmayan fakat tutulan dişlerin uzun, ince preparasyonları olan durumlarda polieterler önerilmez. PVS oldukça rijittir ve malzemenin viskozitesine bağlı olarak, ayrıntı alanlarını yakalamak için kolayca akar. Klinik çalışmalar, viskozitenin ölçülerin üretilmesinde ve model oluşturulmasında önemli bir faktör olduğunu göstermiştir (174). Hatta, hassas alçı modellerin kırılması, polieter malzemelerin rijitliği nedeniyle, özellikle aynı ölçüden birden fazla model dökülürse, oluşan yaygın bir durumdur (172).

2.4.2.7. Viskozite

Ölçü ağızda tam olarak oturduğunda akmayı durdurma yeteneği ölçü malzemelerinin önemli bir özelliğidir. Bu genellikle tiksotropik davranış olarak tanımlanır. Üreticiler, ölçü malzemesi basınç altında yüksek akışa sahipken, yerçekimi altında düşük akışa sahip olduğunda, bu tür malzemenin tiksotropi gösterdiğini iddia etmektedir. Bu etkiyi göstermek için damlama veya akma testleri (Drip or run-off test) kullanılmıştır (200,201). Bir sıvının viskozitesi, akışa karşı direncidir. Bu parametre, akma geriliminin akma hızına oranıdır (shear stress/shear rate). Akma gerilimi (T), bir sıvıya etki eden birim alan başına kuvvettir. Akma hızı (γ), hız-mesafe eğrisinin eğimi veya malzemenin hız gradyanıdır. Bu nedenle, akıcılık özellikleri akma hızına bağlı olabilir, ancak aynı zamanda malzemenin akma geçmişine de bağlı olabilir. Tiksotropi, sıvının akıcılığı tersine çevrilebilir yapısal bozulmaya neden olduğunda ortaya çıkar. Karıştırılan malzemenin zamana bağlı viskoelastik davranışı da dahil olmak üzere elastomerik ölçü malzemelerinin reolojik davranışına ilişkin bir dizi araştırma yapılmıştır (202,203), sonuç olarak çapraz bağlama reaksiyonu yapar ve nihai ürünü üretir (204). Başlangıçta, karıştırılan materyallerin doğru ve ayrıntılı bir kopya oluşturmak için hazırlanmış dişler, yumuşak dokular veya restorasyonlar üzerinden kolayca akabilen viskoz sıvılar gibi davranması beklenir, ancak negatif kopya klinik olarak makul sürelerde, şeklini ve gücünü korumak için elastik özellikler geliştirir(174,204). Nihai ölçü, andırkatlar dahil olmak üzere dental yüzeylerden zarar görmeden çıkarılmasına izin vermek için uygun bir elastik modülüne sahip olmalıdır (194). Çalışmalar, PVS'ye kıyasla polieter ölçülerinde uzun süreler boyunca kütle kaybı olduğunu göstermiştir (205,206). Viskoelastik malzemeler ne ideal katı maddelerdir ne de ideal akışkanlardır, ancak her ikisinin de özelliklerini gösterirler, bu nedenle akma gerilmesi hem gerinime hem de gerinim hızına bağlıdır (207). Bu tür davranışların doğası genellikle, düşük gerinim hızlarında daha sıvı benzeri özellikler ve yüksek gerinim oranlarında daha katı benzeri (elastik) özellikler sergileyen gerinim hızına bağlıdır. Polimerleştirici, yeni karıştırılmış diş ölçü malzemeleri için, başlangıçta daha sıvı benzeri davranış beklenir, ardından belirli bir sabit gerilme hızında çapraz bağlanma meydana geldikçe daha elastik davranış gelir. Elastomerik ölçü malzemeleri çok düşükten çok yüksek viskoziteye kadar farklı viskozitelerde bulunur. Viskoziteler arasındaki temel fark, malzemedeki inert

doldurucu maddesi miktarıdır. Aslında, düşük viskoziteli malzeme daha iyi ince detay reproduksiyonu sağlar, ancak sertleşme reaksiyonu sırasında daha fazla polimerizasyon büzülmesine sahiptir. Bu nedenle, doğru ölçü alma için optimum karışım, hazırlanan marjın ince ayrıntılarını yakalamak için mümkün olduğunca az düşük viskoziteli malzeme kullanmaktır, öte yandan ölçü malzemesinin kütlesi yüksek viskozite ile yapılmalıdır (146).

2.4.2.8. Deformasyon ve kopma enerjisi

Chai ve arkadaşlarına göre, elastomerik ölçü malzemelerinin üç mekanik özelliği klinik olarak ilgilidir: kopma dayanımı, kopma noktasındaki gerilme ve yırtılma enerjisi (168). Kopma dayanımı, ölçünün kalıcı deformasyon olmaksızın gerilime dayanma kabiliyetini belirler. Kopma noktasındaki gerilme, ölçü malzemesinin kalıcı elastik deformasyon olmaksızın üstesinden gelebileceği andırkat miktarını belirtir ve yırtılma enerjisi, sertleşmeden sonra malzemenin yırtılmaya karşı direncini gösterir (172,174,208). Subgingival sınırlar söz konusu olduğunda, bu önemli bir kriter olabilir. Performans gösteren bir malzeme, yüksek kopma enerjisi ve yeterli elastik geri dönüş göstermeli ve kopmayı başlatmak ve yaymak için büyük miktarlarda enerji harcanmasını gerektirmelidir. polisülfidler daha yüksek kopma enerjisi sergiler, ancak kalıcı deformasyonun kritik noktası olan %0,4'e gerildikten sonra kalıcı olarak deforme olur ve tamamen elastik olarak geri dönüş göstermez (174,182). PVS ve polieterler kalıcı deformasyon sınırından önce kopar ve en yüksek kopma dayanımına sahip olduğu kabul edilir (174). Bu nedenle, akma dayanımları aralığında deforme olacakları için klinik kullanımları daha uygundur (209).

2.4.3. Materyal uyumsuzlukları

PVS ve polieter malzemeler, hidrojen peroksit kalıntıları ile reaksiyona girebilir. PVS, köpük oluşturabilir, böylece preparasyon marjınınin doğru bir şekilde kopyalanmasını önleyebilir. Hemostaz için kullanılan adrenalin ve Ferrik Sülfat içeren birçok büzücü veya retraksiyon solüsyonunda bulunan metal tuzları, PVS ve polieterlerin polimerizasyon sürecini engelleyebilir. Sonuç, özellikle kritik sulkus bölgesinde malzemenin yetersiz oturmasıdır. Epinefrinler ve Alüminyum Sülfatın ölçü materyali polimerizasyonu üzerinde engelleyici etkisi yoktur (210). Ayrıca, post yerleşimini takiben kor oluşumu için kullanılan polimerize olmamış metakrilat kompozit kalıntıları veya geçici metakrilat restorasyonu,

polimerizasyon sürecini kesintiye uğratabilir ve bu nedenle, alkolle, ardından suyla dikkatlice uzaklaştırılmalı ve ardından iyice kurutulmalıdır. Preparasyon sırasında geniş dentin yüzeyleri açığa çıkarsa, yüzeyin IDS yöntemi kullanılarak kapatılması önerilir (17,211). Smear tabakası alkol ile temizlenmelidir. Ölçü malzemeleriyle etkileşimi önlemenin daha iyi bir yolu, adeziv ajan polimerize edilirken oluşan inhibisyon tabakasının gliserin jel veya DeOx (UltraDent, South Jordan, UT) ile ortadan kaldırılmasıdır. Ayrıca, polimetilmetakrilattan (kendiliğinden sertleşen) hazırlanan kişisel kaşıklar, büzülme aşamasının sona ermesini garantilemek için en az 12 saat dinlendirilmelidir. Elde karıştırılmış PVS macun malzemeleriyle çalışırken kullanılan lateks eldivenler ölçü malzemelerinin polimerizasyon davranışını olumsuz etkileyebilir (212). PVS'nin polimerizasyonu, %96'sı lateks ürünlerin (eldivenler ve rubberdam) (213,214) ile doğrudan temas yoluyla veya dolaylı olarak daha önce eldiven giyen eller tarafından inhibe edilebilir (215). Lateks eldivenlerle dişlerin ve çevresindeki yumuşak dokuların ağız içi teması bile PVS polimerizasyonunun engellenmesiyle ilişkilendirilmiştir (212,213,216). Vinil eldivenler güvenle giyilebilir ve polimerizasyon üzerinde hiçbir olumsuz etkisi yoktur (213). Başka hiçbir ölçü malzemesi lateks eldivenlerden etkilenmez (217). Portakal yağı, etanol ve kloroform gibi temizlik maddesi artıkları da polimerizasyon sürecini bozabilir. Bu nedenle, olumsuz etkileşimleri önlemek için dişler, kronlar dikkatlice temizlenmeli ve su ile durulanmalıdır.

2.4.4. Ölçü malzemeleri

Ölçü malzemelerinin seçimi esas olarak operatörün öznel seçimine bağlıdır. Kişisel tercihler, kullanım ve kullanılan ölçü tekniklerine dayanmaktadır. Son yıllarda, diş hekimleri, gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklerinden dolayı PVS ve polieterleri kullanma eğiliminde olmuştur (173,179,181,182).

2.4.4.1. Polieter

Polieterler 1960'ların sonlarından beri piyasadadır. Polieterler, değişen oksijen atomları, metilen grupları ve reaktif terminal grupları ile uzun zincirli bir polieter kopolimerinden oluşur. Bu makromoleküler zincirlerin uçları, çapraz bağlı nihai ürünlere dönüşen reaktif halkalara dönüştürülür. Bu, katalizör macunun katyonik başlatıcısının etkisi

altında yapılır. Polieterin reaktif halkası, katyonik katalizör tarafından açılır, daha sonra katyon olarak, diğer halkalara saldırarak ve açarak, bir zincir reaksiyonu oluşturur. Bir halka açıldığında, açıcı katyonik başlatıcı, önceki halkaya bağlı kalır ve böylece zinciri uzatır. Bu benzersiz polimerizasyon mekanizması, çalışma aşamasından tamamlanan polimerizasyona hızlı geçişi ifade eden bir "snap-set" davranışına neden olur (218). Bu davranış, malzemenin çalışma süresi dolmadan polimerizasyonunu engelleyen bir avantajdır ve polimerizasyonu başladığında çok hızlı tamamlanır (219,220). Polieterler orta derecede hidrofiliktir ve bir miktar tükürük veya kan varlığında doğru ölçüyü yakalayabilir; ancak kabul edilebilir bir ölçü almak için prepare edilen alanın kurutulmasını gerektirirler. Islanma açıları düşük olduğu için, PVS'den daha kolay tam ark ölçüsü yakalarlar (174). Polieterlerin ayrıntıları kopyalama yetenekleri mükemmeldir, boyutsal olarak stabildirler ve ölçüde yırtılma olmaması koşuluyla 1 ile 2 hafta boyunca birden fazla doğru model oluşturmaya izin verirler. Sert malzemelerdir ve PVS'ye göre ölçünün ağızdan çıkarılması daha zordur (174,185). Ölçüyü çıkarmak için, bazen malzemenin kopma dayanımını aşan bir kuvvet kullanılması gerekir. Son nesiller, çıkarılması daha kolay ancak yine de PVS'den daha sert olan "yumuşak" polieterler (Impregum Soft ve Impregum Penta Duo Soft, 3M / ESPE, Almanya) gibi geliştirilmiş formüllere sahiptir. Yüksek kopma dayanımına sahip olmaları nedeniyle kolay yırtılmazlar, bu da klinisyenin çıkarma sırasında iyi bir subgingival detay elde etmesini sağlar. Bununla birlikte, polieter malzemelerin sertliği, özellikle periodontal desteğin kaybından dolayı hasta mevcut sabit protezlere veya çok sayıda açık gingival embraşürlere sahip olduğunda dezavantaj olabilir. Bu durumlarda, ölçü almadan önce daha esnek bir malzeme kullanılması ve andırkatların mum ile bloke edilmesi tavsiye edilir (146). Hassas alçı modellerin kırılması, bu rijidite nedeniyle yaygın bir durumdur (146). Malzemenin genişmesini önlemek için polieterlerde dezenfeksiyon kurallarına uyulmalıdır. Ölçüye sodyum hipoklorit gibi bir dezenfektan püskürtülmesi ve 10 dakika bekletilmesi tavsiye edilir (221), alçıyı dökmeden hemen önce durulayıp kurutulması önerilir (222). Polieter ölçünün boyutsal genişlemesi ancak nemi emmişse görülebilir (223). Malzemenin tadı acıdır. Polimerizasyon süresi kısadır (4 ila 5 dakika).

2.4.4.2. Poliviniloksan (PVS)

PVS ölçü malzemeleri veya katılma tipi reaksiyonla polimerize olan silikonlar (tip A), 1970'lerin ortalarından beri piyasadadır. PVS, restoratif diş hekimliğinde en yaygın

kullanılan ölçü materyali haline gelmiştir (196). İlave tipi silikon olarak adlandırılan PVS, "katılma tipi polimerizasyon" ilkesini kullanır. Yan ürün buharlaşmasının sonucu olarak büzülme yaşayan kondensasyon tipi reaksiyon malzemelerinin aksine, PVS boyutsal olarak stabil kalır. Reaksiyon, baz materyaldeki vinilsiloksanın platin katalizör aracılığıyla hidrojen siloksan ile bağlanmasını içerir (174,183). Reaksiyon, platin veya paladyum tarafından atılan hidrojeni üretir. PVS, mevcut tüm materyallerin en iyi ince detay reproduksiyonuna ve elastik geri kazanımına sahip olanıdır ve bu nedenle sabit protez için tercih edilen ölçü materyalidir (146,198). Farklı viskozitelere sahiptir: wash tekniği ile kullanım için çok düşük viskoziteden orta, yüksek ve çok yüksek viskoziteye kadar. Viskozite, ağır kıvamlı olarak veya daha az viskoz yıkama malzemesi olarak sonuçlanan silika dolgu maddesinin miktarına göre değişkenlik gösterir. PVS'nin tek dezavantajı vardır: kontaminasyona karşı hassastır. PVS kontaminasyonu genellikle kükürt veya kükürt bileşiklerinin bir sonucudur (146,174). Örneğin lateks eldivenler veya rubberdam'lerde olduğu gibi (214). Küçük miktarlarda sülfür, kloroplatinik asit katalizörüne kontamine olduğunda ölçünün kritik yüzeye ulaşmasını engeller. Kontamine olan ölçünün hatalı sonuç olasılığı daha yüksektir ve distorsiyona yol açar (172). Hatta, polimerize edilmemiş PVS'nin lateks ile herhangi bir teması, malzemenin polimerizasyonunun direkt olarak engellenmesine yol açacaktır. Bu, ölçü malzemesi eldiven giyilerek karıştırılırsa veya karıştırmadan önce lateks eldiven giyiliyorsa da meydana gelebilir (146,214,215,224). Polimerizasyonun indirekt inhibisyonu, lateks eldivenler dış preparatlarına veya çevreleyen periodonsiyum ile temas ettiğinde veya dişeti retraksiyon prosedürleri sırasında intraoral olarak meydana gelebilir (212,215). Sülfür içeren dişeti retraksiyon kimyasalları inhibisyona neden olabilir (172,193). Diğer bir kontaminasyon kaynağı, kürelemeden hemen sonra ortaya çıkan kompozit yüzeyindeki OKT'dir. Bu ince katman, ölçülerin yeni kompozit restorasyonların etrafında yapışıp kalmasına neden olur (146). Polieter ve polisülfid malzemeler de prepare edilen alanı PVS'nin polimerizasyonunu engelleyen kimyasal bir filmle kaplar (146,173). Preparat ve etrafındaki yumuşak dokular, kontaminantları gidermek için %2 klorheksidin ile temizlenebilir (174). PVS ayrıca termal olarak duyarlıdır, çalışma süresi sıcaklık artışı ile orantılıdır (146). PVS genellikle hidrofobiktir. Yeni hidrofilik PVS'ler (175,184), arttırılmış ıslanabilirliğe sahiptir (173,175,193,196), ancak bunlar yalnızca kuru koşullar altında klinik olarak kabul edilebilir (28). PVS'nin hidrofilizasyonu, belirli iyonik olmayan yüzey aktif maddelerin (sümfaktan) dahil edilmesiyle sağlanır. Bu daha az hidrofobik PVS'lerin klinik avantajı, ölçü alma kolaylığıdır (196). Tükürük veya kandan gelen nem, doğru ölçü kaydını engelleyebilir. Ölçü marjlarında ayrıntı kaybı birçok faktörden kaynaklanır ve nem varlığı

dikkate alınmalıdır (172,197). PVS, mevcut tüm ölçü materyalleri arasında en iyi elastik geri kazanıma (%99'un üzerinde) sahiptir (146,172). Detayı mükemmel bir şekilde yeniden üretme kabiliyetine sahiptir ve boyutsal olarak kararlıdır, bu da birkaç hafta boyunca birden fazla kez dökülmesine izin verir (184,186). Malzeme orta derecede serttir (polieterlere göre daha az), yüksek kopma dayanımına sahiptir ve ağızdan polieter malzemelerden daha kolay çıkarılabilir (146,184). PVS, en iyi akrilik rezinle hazırlanmış kişisel kaşıklarla birlikte kullanılır (196). Sertleşme süreleri nispeten kısadır (4 ila 5 dakika). Temiz, kokusuz ve tatsızdırlar. Kullanılan şırınganın soğutulması, doğruluğu etkilemeden çalışma süresini yaklaşık 1,5 dakika uzatacaktır (225). Çalışma süresinin bu şekilde artırılması, tam arklı ölçü oluşturmada kullanışlıdır. PVS çoğu dezenfeksiyon protokolüyle kullanılabilir ve distorsiyon tehlikesi olmadan soğuk sterilize edilebilir (222).

2.4.4.3. Kondenzasyon silikon (C tipi silikon)

C tipi silikon kategorisinin temeli hidroksil uçlu gruplar doldurucular ve polidimetil siloksandan oluşur. Baz, dibutil veya stanöz oktoat gibi bir katalizör varlığında hidroksil grupları ile reaksiyona girerek alkolü ayıran ve çapraz bağlanmaya neden olan reaktör tetrafonksiyonel alkoksisilanlar içerebilir. Sertleştikten sonra, alkolün kaçınılmaz olarak buharlaşması, malzemenin büzülmesine neden olur. Karşılaşılan diğer bir sorun, elle karıştırma sırasında doğru oranların elde edilmesinin zorluğudur. Bu, malzemenin çalışma ve polimerizasyon süresinin değişmesine neden olarak dolaylı olarak ölçü kalitesini etkileyebilir (172,226).

2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Piyasaya sürülmesinden bu yana SEM, modern diş araştırmalarında temel bir araç haline gelmiştir (227–230). SEM; çekilmiş dişler (231–234), dental materyaller (235–237) ve dental aletler (238–241) gibi örneklerin morfolojik in vitro çalışmalarında kullanılmaktadır. Replika tekniğinin kullanılmaya başlanmasından sonra yapılan in vivo çalışmalar da dahil olmak üzere neredeyse tüm dental araştırma (242) alanlarında kullanılmıştır (243,244). Abrazyona uğramış, irrije edilmiş veya asitle aşındırılmış diş dokularının yüksek büyütme analizi, mine ve dentinin mikroyapısal anatomisine ilişkin bilgileri artırmış, eski tedavilerin iyileştirilmesini ve yenilerinin geliştirilmesine yardımcı

olmuştur. Ek olarak, diş materyallerinin mikro yapısının ve diş / restorasyon arayüzlerinin SEM görüntüleri, bağlanma (bonding) durumlarının kritik analizlerine izin vererek (245,246), modern adeziv diş hekimliği için temel oluşturmuştur (247). Bununla birlikte, SEM yaygın olarak kullanılmasına ve genel olarak vazgeçilmez bir araştırma aracı olarak kabul edilmesine rağmen, gözlemler nadiren sistematik bir şekilde veya başka bir deyişle önceden belirlenmiş gözlem kurallarına göre gerçekleştirilir. in vitro çalışmaların çoğunda, analiz alanının seçimi öznelidir: operatör tekrarlanabilir bir bilimsel yöntemi izlemez veya analiz alanını önceden belirlemez. Görüntü / veri edinme sistematik ise, gözlem alanlarının seçimleri operatör kararından bağımsız olacaktır. Tekrarlanan gözlem gerektiren çalışmalar durumunda, yani bir yüzeyi morfoloji veya stereolojik amaçlarla değiştirmek gibi deneyler yaparken, burada açıklanan teknik, karşılaştırma için aynı gözlem alanlarını bulmaya izin verir. Randomizasyon, teorik olarak mümkün olmasına rağmen, gözlemler normalde tam olarak bir fenomenin meydana gelmesi beklenen yerde gerçekleştirildiğinden, SEM analizinde uygulanması zordur.

2.6. Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi (EDX)

EDX spektroskopisi, SEM kullanılarak maddenin elementel bileşiminin tespit edilmesiyle ilgilidir. EDX, bordan daha yüksek atom numarasına sahip elementleri tespit edebilir ve bu elementler en az %0,1 konsantrasyonda tespit edilebilir. EDX'in uygulama alanları arasında malzeme değerlendirme ve tanımlama, kontaminasyon tanımlama, çapı 10 cm'ye kadar olan bölgelerin nokta tespit analizi, kalite kontrol taraması yer almaktadır. Tipik SEM birincil ışının çarpışmasından çıkan elektronu okurken, EDX element analizini üretmek için X-ışınları sinyalinin algılar. Her bir element farklı karakteristik X-ışınları ürettiğinden, EDX dedektörleri taranan alandaki element varlığını ve dağılımını ayırt edebilir ve ölçebilir.

EDX dedektör sistemi, herhangi bir analiz periyodu sırasında toplanan tüm orta enerjili (1- 20 keV) X-ışınlarının eş zamanlı olarak görüntülenmesini sağlar (248) ve X-ışınlarının enerjisi, X-ışını enerjisine karşı sayım sayısının bir histogram grafiği olan bir spektrum olarak yeniden üretilir. Spektrum hem yarı kalitatif hem de yarı kantitatif bilgiler içerir. Spektrumdaki bir pikin konumu, enerjisi, elementi tanımlar; pikin altındaki alan, ışınlanan alandaki elementin atomlarının sayısı ile orantılıdır. X-ışınları, elektron ışını numunede bulunan elementlerin atom çekirdeklerinin elektrostatik alanları tarafından

yavaşlatıldığında da üretilir. Bu X-ışınları, bu spektrumdaki tepe noktalarının altında görünen sürekli bir radyasyon oluşturur. Kalitatif analiz, yani spektrumdaki elementlerin tanımlanması, genellikle üreticinin yazılımı kullanılarak gerçekleştirilir. Bu sistemler kusursuz değildir, biyolojiden ziyade malzeme uygulamaları için tasarlanmışlardır ve bir pikin yazılım tarafından yanlış tanımlanması belirgin bir olasılıktır (248). Geleneksel olarak EDX, numunelerin yüzeyinin elementel analizini sağlayan güçlü bir tekniktir. Bu yöntem element analizinde bazı sınırlamalar getirmektedir. İlk olarak, X-ışını spektrometresi elementleri tespit eder ve iyonik ve iyonik olmayan türleri ayırt etme yeteneğine sahip değildir. Ayrıca, EDX'te tüm numunelerin nispeten vakum altında analiz edilmesi gerekir ve bunun numunelerin hazırlanması üzerinde ciddi etkileri vardır çünkü elektron ve X-ışınları hava molekülleri tarafından güçlü bir şekilde emilir. Genel olarak, X-ışını tespiti elementlerin kimyasal durumundan etkilenmez, ancak X-ışını spektrometresinde pik örtüşmesi olarak bilinen elementler arası girişimden etkilenir ve element analizinde ciddi sorunlara neden olur. Bu nedenle, atom numarası 10'dan büyük olan elementleri tespit etmek mümkündür. Bir miktar sinyal ortalaması gerektiren minimum tespit edilebilir element konsantrasyonu, kuru numunenin kg'ı başına yaklaşık 0,1 mmol (yani 10 ppm) iken, uzaysal çözünürlük yaklaşık 10 nm ila birkaç mikrometre arasında değişmektedir (249,250). Tespit limitinin düşürülmesi, sayım süresinin ve/veya ışın akımının artırılmasıyla elde edilebilecek daha fazla sayım gerektirir. Burada tespit limitleri için verilen değerler, ortalama atom numarasının (süreklilik yoğunluğunu belirleyen) genellikle oldukça düşük olduğu biyolojik numuneler için geçerlidir (örneğin, C, H, N, Cl, P, K). Ağır elementler içeren biyolojik numuneler, daha yüksek arka plan nedeniyle daha yüksek tespit limitleri verir. Ayrıca, ağır elementler için tespit limitleri (L veya M çizgileri kullanılarak) biraz daha yüksek olma eğilimindedir çünkü pik-arka plan oranı K çizgilerine göre daha düşüktür (248).

EDX mikroanalizi, dokulardaki farklı elementleri tespit etmedeki yüksek hassasiyeti nedeniyle farklı biyomedikal çalışma alanlarında yer almaktadır. Aslında, EDX tekniği, EDX'in nanopartikülleri (genellikle bazı kemoterapötik ajanların terapötik performansını artırmak için kullanılır) tespit etmek için önemli bir araç olduğu ilaç dağıtım çalışmalarında özellikle yararlı hale getirilmiştir. EDX tekniği çevre kirliliği çalışmalarında da kullanılmaktadır. Özellikle, EDX mikroanalizi, Scimeca ve arkadaşları tarafından gösterildiği gibi ağır metal kirliliğinin tespitinde büyük bir avantaj sağlayabilir (250). Başka bir çalışmada, yazarlar kemik dokularındaki ağır metal birikiminin etkisinin osteoporotik hastaların değişen kemik metabolizması ve mimarisi ile ilişkili olup olmadığını

araştırmışlardır (251). Bunun dışında EDX, Barba ve arkadaşları tarafından protezle ilişkili enfeksiyonun metalozisle nasıl bağlantılı olabileceğini incelemek için (251) veya Khan ve arkadaşlarının humerus komponentli omuz protezi ile omuz hemi artroplastisini takiben bir metalozis gösterdikleri vaka raporunda kullanılmıştır (252). Ayrıca, kalsiyumun patolojik birikimine ilişkin EDX mikroanalizi, meme kalsifikasyonlarının elementel bileşimindeki farklılıkları, özellikle de iyi huylu ve kötü huylu lezyonların bileşimini (253) veya asbest nano lifleri ile akciğer kanseri hücrelerinin sıkı ilişkisini karakterize etmek için yararlı olmuştur (254). Aslında, EDX mikroanalizi asbest izotipinin karakterizasyonunu büyük ölçüde geliştirmiş ve kirlenici ajanların farklı insan organlarında ve sistemlerinde olası biyolojik birikiminin incelenmesine yeni bir ışık tutmuştur.

EDX mikroanalizinin biyomedikal araştırma ve teşhiste kullanılması, her insanın benzersizliğini dikkate alan kişiselleştirilmiş bir tıp "rüyasının" gerçekleşmesine katkıda bulunabilir.

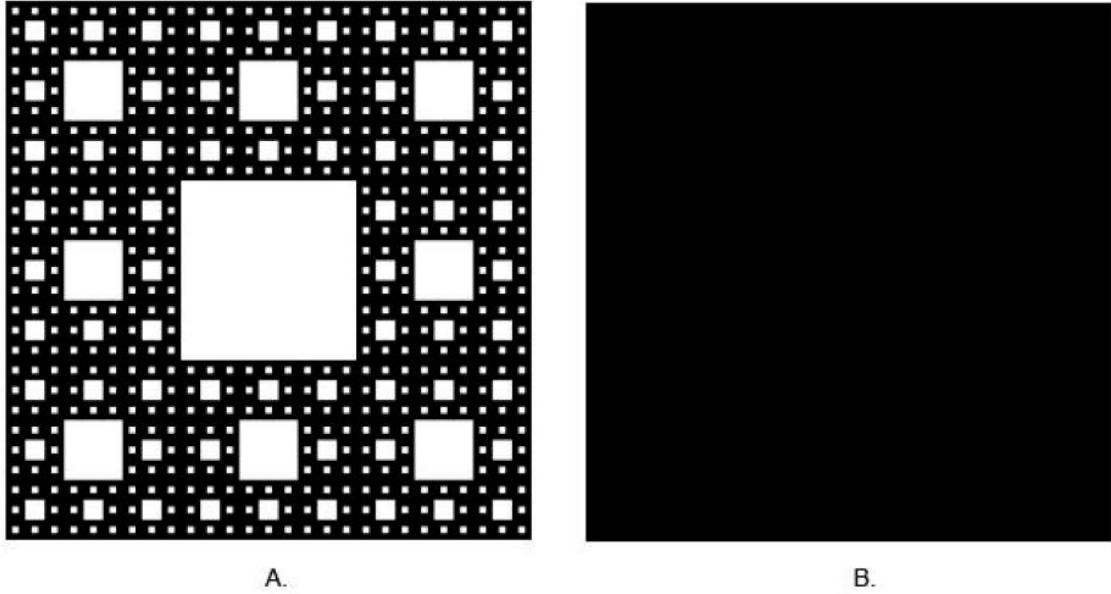
2.7. Fraktal Analiz

Fraktal analiz, düzensiz ve karmaşık vücut yapılarının değerlendirilebildiği matematiksel bir yöntemdir. Bu yöntemin nicel sonucu, fraktal boyut olarak tanımlanır (255,256). Du Bois Reymond, sürekli ayırt edilemeyen işlevler kavramını ilk kez ortaya koyduğu 1875'ten beri, fraktal analiz daha da geliştirilmiş ve araştırmacılar tarafından kullanılmıştır (257). Mandelbrot, karmaşık geometrik yapıları tanımlamak için kullanılan matematiksel fonksiyonlar hakkında bilgi yayınlamış ve "fraktal" terimi pekiştirilmiştir (257–259). Fraktal, "çatlamış" veya "kırılmış" anlamına gelen Latince "fractus"tan türetilmiştir. Fraktal yöntem, geleneksel geometriden farklıdır ve çeşitli ölçeklerde benzer formları değerlendirmek için kullanılır (260). Gerçek fraktallar fiziksel formun ötesine geçer; sonsuz ölçeklerde ve tekrarlanan modelde zamansal veya uzamsal olabilirler. Dijital görüntüler ekran çözünürlüğü ile sınırlıdır. Tam anlamıyla gerçek fraktallar değil, bu fraktalların yaklaşımlarıdır. n yapılı büyütülmüş bir görüntüde, daha fazla ayrıntı gözlemlenir, ancak yapıların sayısı aynı kalır. Bu yapıların karmaşıklığını ölçmek için, doğru tanımlanmış ölçekte parça sayısını saymak gerekir. Ardından, fraktal boyut formülü, parça sayısını ve büyütme ölçeğini dikkate alır. Matematiksel olarak, $D = \log n / \log \varepsilon$ ile ifade edilir, burada N parça sayısıdır ve ε tanımlanmış ölçektir. Tıp ve ilgili uzmanlıkları, görüntü incelemelerinin analizine geniş ölçüde uygulanabildiğinden fraktal analizi benimsemiştir.

Diş hekimliğinde örneğin diş radyografilerinde çenelerin kemik yapısının değerlendirilmesi fraktal analiz kullanılarak yapılmaktadır. Kemik mineral yoğunluğunu araştıran araştırmacılar, trabeküler kemiğin kantitatif değerlendirmesi için de bu yöntemden yararlanmıştır. Bununla birlikte, son yıllarda fraktal yöntem, kemik yapılarının araştırıldığı birçok çalışmada kullanılmıştır (261–264). Fraktallar, dijitalleştirilmiş görüntülerden hesaplanabilir, ancak bu görüntülerin önceden işlenmesi gereklidir. White ve Rudolph (265) tıbbi görüntülere dayanarak, trabeküler kemiğin morfolojik özelliklerini ölçen bir bilgisayar programı tanımlamışlardır. Yazarlar, çalışmalarında trabeküler kemiği vurgulamak için görüntü standardizasyonunun adımlarını ayrıntılı olarak açıklamışlardır. Kamuoyuna sunulan ImageJ yazılımı kullanılmıştır. Görüntü alımından sonra, varyasyonları önlemek için yüksek çözünürlüklü ve sıkıştırılmış görüntüler kaydedilmiştir. Daha sonra, ilgili bölgelerin kırılması (ROI), ROI'nin çoğaltılmasını ve bulanık bir Gauss filtresi ($\sigma = 35$ piksel, kernel (çekirdek boyutu) = 33×33) ile parlaklıktaki büyük ölçekli varyasyonların kaldırılması şeklinde devam etmişlerdir. ROI'nin orijinal görüntüden çıkarılması, her piksel konumuna 128 gri değer eklenmesi, ikilileştirme, erozyon, dilatasyon, ters çevirme ve iskeletleştirme şeklinde devam edilmiştir. Görüntü hazırlandıktan sonra, spektral yoğunluk enerjisi, üçgen prizma yüzey alanı, örtü yöntemi (the blanket method) ve yoğunluk farkı ölçekleme veya variogram gibi bazı fraktal boyut hesaplama yöntemleri kullanılabilir (259). Kolayca erişilebilir olduğu düşünülen kutu sayma algoritması (The box-counting algorithm) en sık kullanılan yöntemdir (266–268). Trabeküler yapının morfolojik tanımlama yöntemleri arasında fraktal boyut, radyoloğun kemik dokusunun kalitesini tahmin etmesini sağlayan matematiksel bir araçtır (267). Bu teknolojik ilerleme, yüksek standartlı görüntülere erişimi kolaylaştırır; dijital görüntüler, kemik mikro yapısının kantitatif değerlendirmesi için mevcut olan yüksek hassasiyetli bir görüntü modalitesidir (263). Dental klinik uygulamada, radyografik görüntüler genellikle sağlık hizmeti sağlayıcısı tarafından tamamlayıcı muayeneler olarak istenir. Bir hastalıktan veya uygulanan tedaviden kaynaklanan kemik paternindeki değişiklikleri objektif olarak ölçen fraktal analiz gibi yöntemler, klinik ve bilimsel araştırmalar için önemli ve vazgeçilmezdir.

Fraktal geometrinin bir diğer özelliği de kendine benzerliktir, yani ölçekten bağımsız olarak fraktalın birbirine benzemesidir. Benoît Mandelbrot fraktal geometrinin ilkelerini 1982 yılında tanımlamıştır. Doğa, özellikle de anatomi, fraktallar olarak ele alınabilecek örüntülerle doludur, örneğin kan damarları ve sinir ağları. Bu tür karmaşık yapıların Öklid geometrisi kullanılarak tanımlanması zordur. Böyle karmaşık bir yapıda fraktal boyut analizi umut vericidir. Analiz edilen şekil kesirli sayı, yani fraktal boyut olarak hesaplanır. Genel

olarak, fraktal boyut analizi kesirli bir sayı ile sonuçlanır. Bu olgunun örnek bir görüntüsü Şekil 2.7'da sunulmuştur. Bir fraktal örneği, resim A'da gösterilen Sierpinski halısıdır. Bu desenin fraktal değeri, fraktal değeri 2 olan bir karenin (B) aksine yaklaşık 1,8928'dir. Bu, Sierpinski'nin halısının iki boyutlu bir şekle yakın olduğu, ancak fraktal boyut değeri 2'den düşük olduğu için tam olarak iki boyutlu olmadığı anlamına gelir. İki boyutlu desenlerin analizinde, en karmaşık desenler için daha düşük bir fraktal değeri elde edilir (269).



Şekil 2.7. Sierpinski'nin halısı (269)

2.8. Çalışma Hipotezi

Hipotez 1 (H1): Çalışmamız, farklı yüzey işlemleri ($AlCl_3$, Ferrik Sülfat, IDS, IDS+Ferrik Sülfat, IDS+ $AlCl_3$) uygulanan dentin yüzeylerinden alınan PVS ölçü materyalinin tübül penetrasyonu için yapılan fraktal analizinde hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermeyecektir.

Hipotez 2 (H2): Çalışmamız, farklı yüzey işlemleri uygulanan dentin yüzeylerinden alınan PVS ölçü materyalinin dentin tübüllerine penetre olan kalıntılarının uzunluk ve çaplarının ölçüldüğü öklid analizinde hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermeyecektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda diş preparasyonu sonrası açığa çıkan dentin yüzeylerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, PVS esaslı ölçü maddesi ile olan etkileşimlerinin SEM altında incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA20/06) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Çalışma Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Kliniği, Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Uluğ Bey Yüksek Teknoloji Araştırma Merkezi (ULUTEM) ve Bilkent Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi (UNAM) laboratuvarında in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Örneklerin Seçimi

Çalışmada yeterli örnek hacminin belirlenmesi aşamasında GPOWER 3.1 paket programı kullanılmıştır.

F tests - ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input: Effect size $f = 0.5819015$

α err prob = 0.05

Power ($1-\beta$ err prob) = 0.90

Number of groups = 6

Output: Noncentrality parameter $\lambda = 18.623515$

Critical F = 2.557179

Total sample size = 54

Actual power = 0.927983

Etki büyüklüğü (effect size) = 0,5819015 hesaplanmıştır.

Hesaplamalar neticesinde testin gücü $(1-\beta) = 0.90$ 'ı sağlayacak örnek hacmi toplamda minimum 54 (her grupta 9) kişi olarak belirlenmiştir.

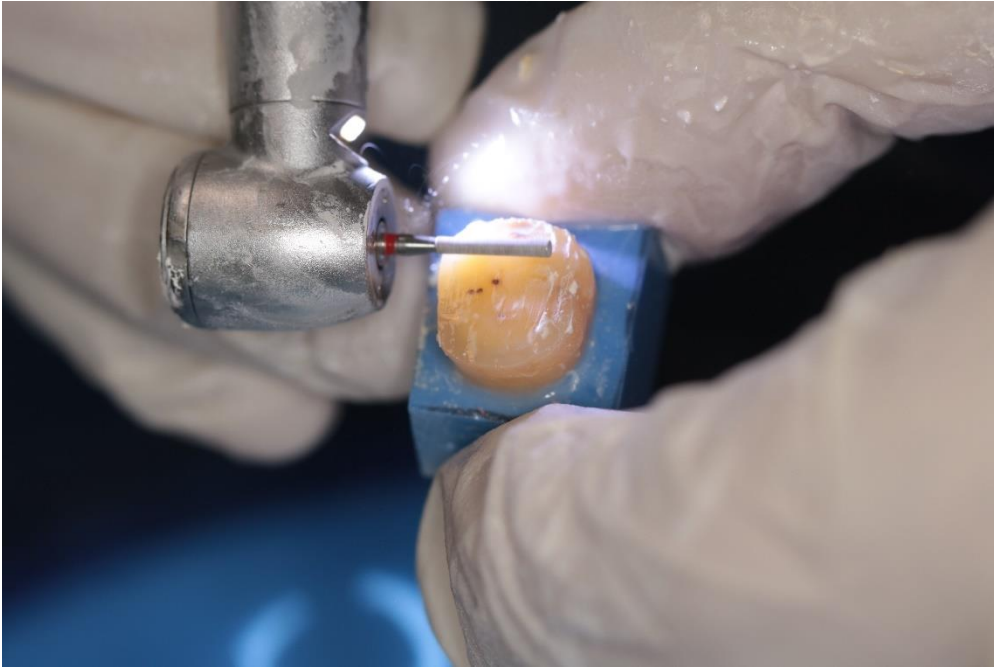
Çalışmada 60 adet dolgusuz 18-35 yaşlar arasındaki hastalardan çekilmiş molar diş kullanıldı. Dişler Başkent Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim dalında çekildi. Hastaların dişleri periodontal nedenlerle ya da kök kırığı sonrası çekildi. Tüm denekler çalışmaya katılmadan önce çalışmaya dahil edilmek için bilgilendirilmiş onamlarını verdi. Çekilmiş dişler %0,5 lik timol solüsyonu içerisinde oda sıcaklığında bekletildi. Çekilen 38 molar ve 22 premolar diş rastgele 6 gruba ayrıldı.

3.2. Örneklerin Preparasyonu

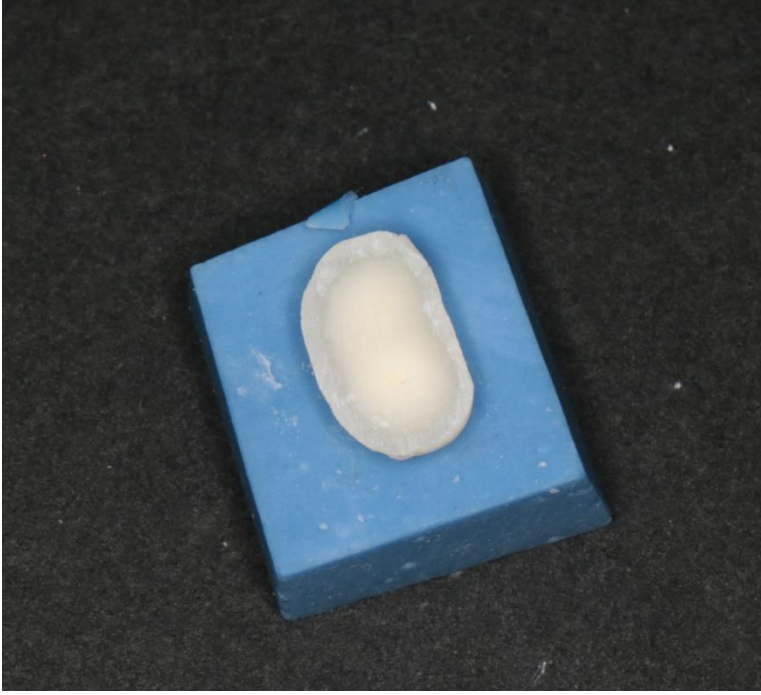
Hem molar hem de premolar dişler, 30.000 devir/dakika (Dentsply Sirona, Amerika) hızında aeratör ile su soğutması altında dişin okluzal minesinden dentin yüzeyine kadar önce büyük grid boyutuna sahip yeşil kuşaklı elmas shoulder frez ile (Lot: 22906) (GZ Instrumente, Avusturya) ardından daha küçük grid boyutuna sahip kırmızı kuşaklı elmas shoulder frez ile (Lot: 14181) (GZ Instrumente, Avusturya) horizontal olarak aşındırıldı. Bu aşındırma işlemi tamamlandığında dentin yüzeyinde düz bir zemin elde edildi. Freze işlemi tamamlanan dişler, dentin yüzeyindeki düzensizlikleri gidermek amacıyla sırasıyla 600,800 ve 1200 gridli silikon karbit zımpara kağıtları ile zımparalandı. Standardizasyonu sağlamak adına tüm örnekler aynı klinisyen tarafından hazırlandı. Hazırlığın ardından diş yüzeyleri 30 saniye boyunca su spreyi ile temizlendi ve hava ile hafifçe kurutuldu.



Şekil 3. 1. Dişin okluzal minesinden yeşil kuşaklı elmas frezle horizontal olarak aşındırılması



Şekil 3.2. Dişin okluzal minesinden kırmızı kuşaklı elmas frezle horizontal olarak aşındırılması



Şekil 3.3. Zımpara işlemi tamamlanmış düz dentin yüzeyi

3.3. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Preparasyonu tamamlanan 60 örnek rastgele 6 gruba ayrıldı (n=10):

Grup K: Kontrol grubu

Grup A: $AlCl_3$ grubu (ViscoStat™ Clear %25, Ultradent Products, Amerika)

Grup F: Ferrik Sülfat grubu (Astringedent™ X %12.7, Ultradent Products, Amerika)

Grup I: IDS grubu (Clearfil Se Bond, KURARAY, Japonya)

Grup IA: IDS+ $AlCl_3$ grubu

Grup IF: IDS+Ferrik Sülfat grubu

Kontrol grubundaki örneklerin dentin yüzeylerine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadan PVS (KETTENBACH Panasil İnitial Contact X-Light, Amerika) ölçü materyali enjekte edildi ve daha sonra hafif hava basıncı kullanılarak ölçü yüzeyleri üzerinde hafifçe dağıtıldı. Materyal, üreticinin talimatları izlenerek klinik ortamda olduğu gibi normal şekilde sertleşmeye bırakıldı. Sertleşen ölçü dikkatli bir şekilde diş yüzeyinden ayrıldı.

$AlCl_3$ ve Ferrik Sülfat gruplarında, her bir örneğin dentin yüzeyine şırınga ile uygulama yapılmış ve maksimum 3 dk olacak şekilde bekletilmiştir. 3 dk sonunda örnekler hava/su spreyi yardımıyla 10 s boyunca yıkandı. Daha sonra yukarıda anlatılan şekilde ölçü işlemi uygulandı.

IDS grubu için kullanılan Clearfil Se Bond kullanıcı talimatlarına göre; her bir dentin yüzeyine ilk olarak primeri uygulandı ve 20 sn beklendi, yıkama yapılmadı hafif hava ile kurutuldu. Daha sonra bond uygulanıp hafif hava ile her tarafa yayılmasını sağladıktan sonra OKT oluşumunu engellemek için gliserin jel (Ivoclar Liquid Strip, İsviçre) sürülerek 10 sn ışık uygulaması ile polimerize edildi ve ardından jel su ile uzaklaştırılıp kurutulduktan sonra ölçü işlemi uygulandı.

IDS ile birlikte uygulanan $AlCl_3$ ve Ferrik Sülfat grupları da aynı şekilde öncelikle dentine uygulanıp ardından IDS prosedürü yukarıda anlatılan gibi gerçekleştirildi ve ölçü alındı.

	Alüminyum Klorit	Ferrik Sülfat	IDS	Gliserin Jel	PVS ile Ölçü
GRUP K					•
GRUP A	•				•
GRUP F		•			•
GRUP I			•	•	•
GRUP IA	•		•	•	•
GRUP IF		•	•	•	•

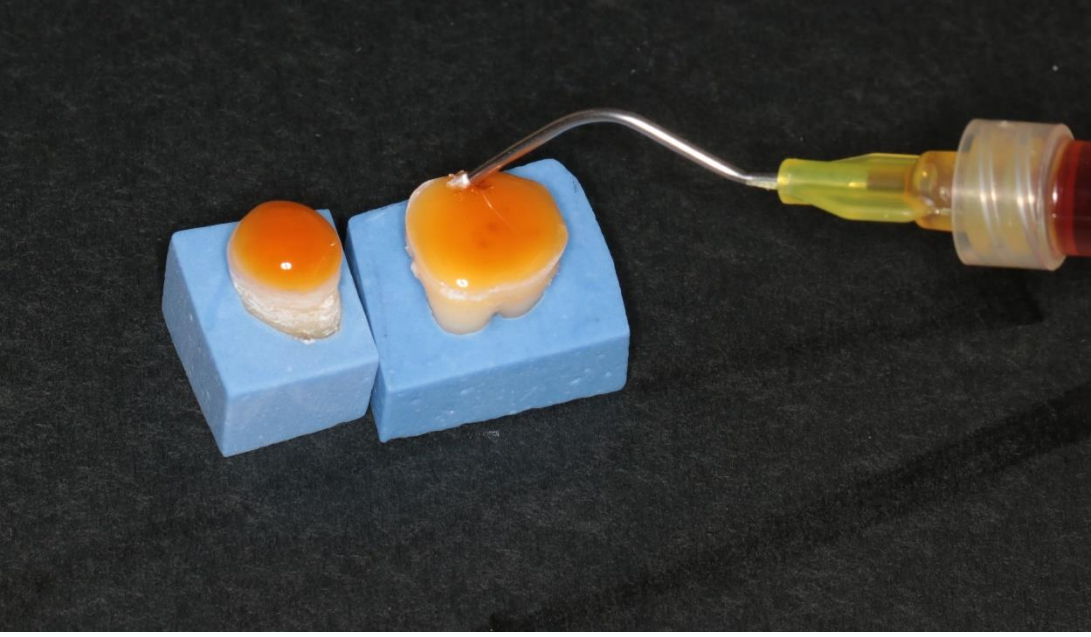
Tablo 3.1. Çalışma gruplarının özet şeklinde anlatımı



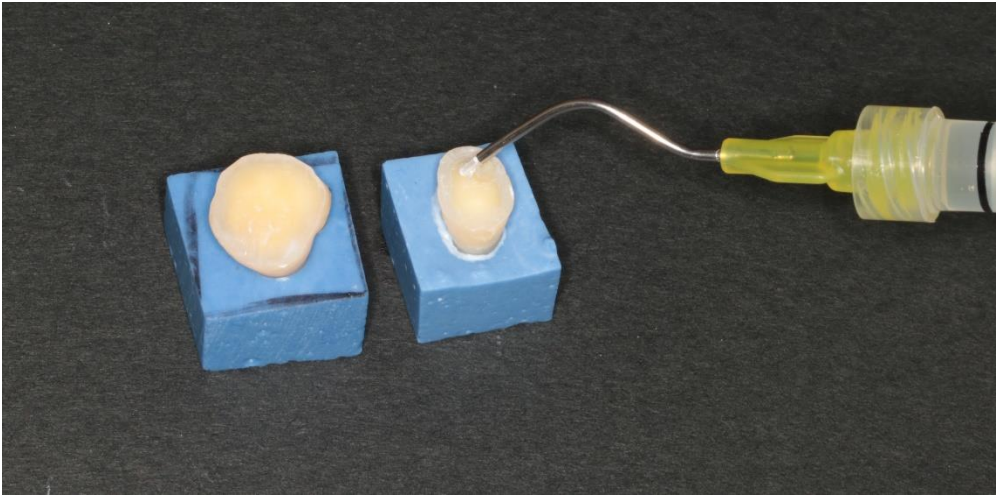
Şekil 3.4. $AlCl_3$ (ViscoStat™ Clear %25)



Şekil 3. 5. Ferrik Sülfat (Astringent™ X %12.7)



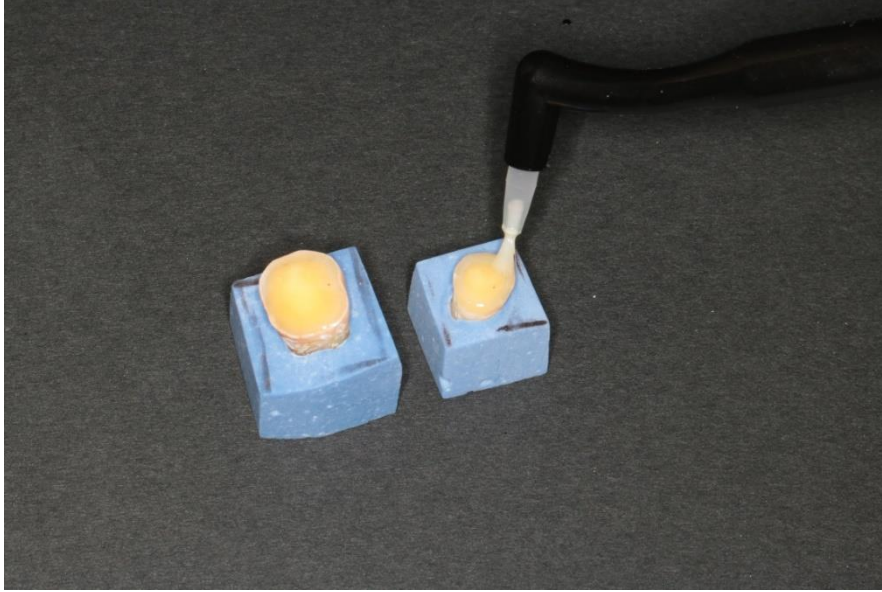
Şekil 3.6. Dentin yüzeyine Ferrik Sülfat uygulanması



Şekil 3.7. Dentine $AlCl_3$ uygulanması



Şekil 3.8. Adeziv sistemi



Şekil 3.9. Dentine IDS uygulanması



Şekil 3.10. Hibridize edilmiş dentin yüzeye gliserin jel uygulaması (Ivoclar Liquid Strip, İsviçre)



Şekil 3.11. IDS'in polimerizasyonu



Şekil 3.12. PVS ölçü maddesi (KETTENBACH Panasil İnitial Contact X-Light, Amerika)



Şekil 3.13. Numunelerden ölçü alınması

3.4. SEM Analizi

SEM analizi Gaziantep Üniversitesi ULUTEM ve Bilkent Üniversitesi UNAM'da yapıldı. Analizde dentin tübüllerine nüfuz eden ölçü materyali ve yapılan işlemlerin yüzeyde oluşturduğu değişikliklerin görüntülenmesi hedeflendi.

Diş örnekleri 1 gün boyunca kurutuldu. Örnekler görüntü alma işleminden önce görüntü netliğini artırmak için altın-palladyum kaplama yapıldı. Ardından SEM cihazına (ZEISS) ait alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bant yardımıyla sabitlendi. Vakumlama işlemi uygulandı ve 60 örneğin her birinden rastgelen seçilen 3 alan üzerinde $\times 1000$ büyütmede görüntü alma işlemi tamamlandı ve toplamda 180 görüntü elde edildi.



Şekil 3.14. SEM cihazı

3.5. Ölçülen Değişkenler

Ölçü malzemesi uzantılarının (impression tags) uzunluklarını ve çaplarını belirlemek için SEM görüntüleri üzerinde Öklid analizi ölçümleri yapıldı. Her görüntü ImageJ yazılımı (ImageJ 1.49 m; Wayne Rasband, Ulusal Sağlık Enstitüsü, ABD) kullanılarak analiz edildi. Bu ölçümler her gruptaki 10 dişten 3 alan olacak şekilde alındı. Analiz edilen alanlar her

görüntüde rastgele seçildi. Şekil indeksi olarak, düzensiz şekilli nesnelerin bir ölçüsü olarak tanımlanan fraktal analiz kullanıldı (270). Bir ölçünün mikro yüzeyi, hem görüntü büyütme hem de çözünürlük (belirli bir aralıkta) üzerinde bağımsız olarak kabul edildi. Fraktal analiz, her bir ölçüm ölçeği için bir nesnenin dış hatlarını karşılaştırmada kullanıldı ve kutu sayma yöntemi kullanılarak hesaplandı (271).

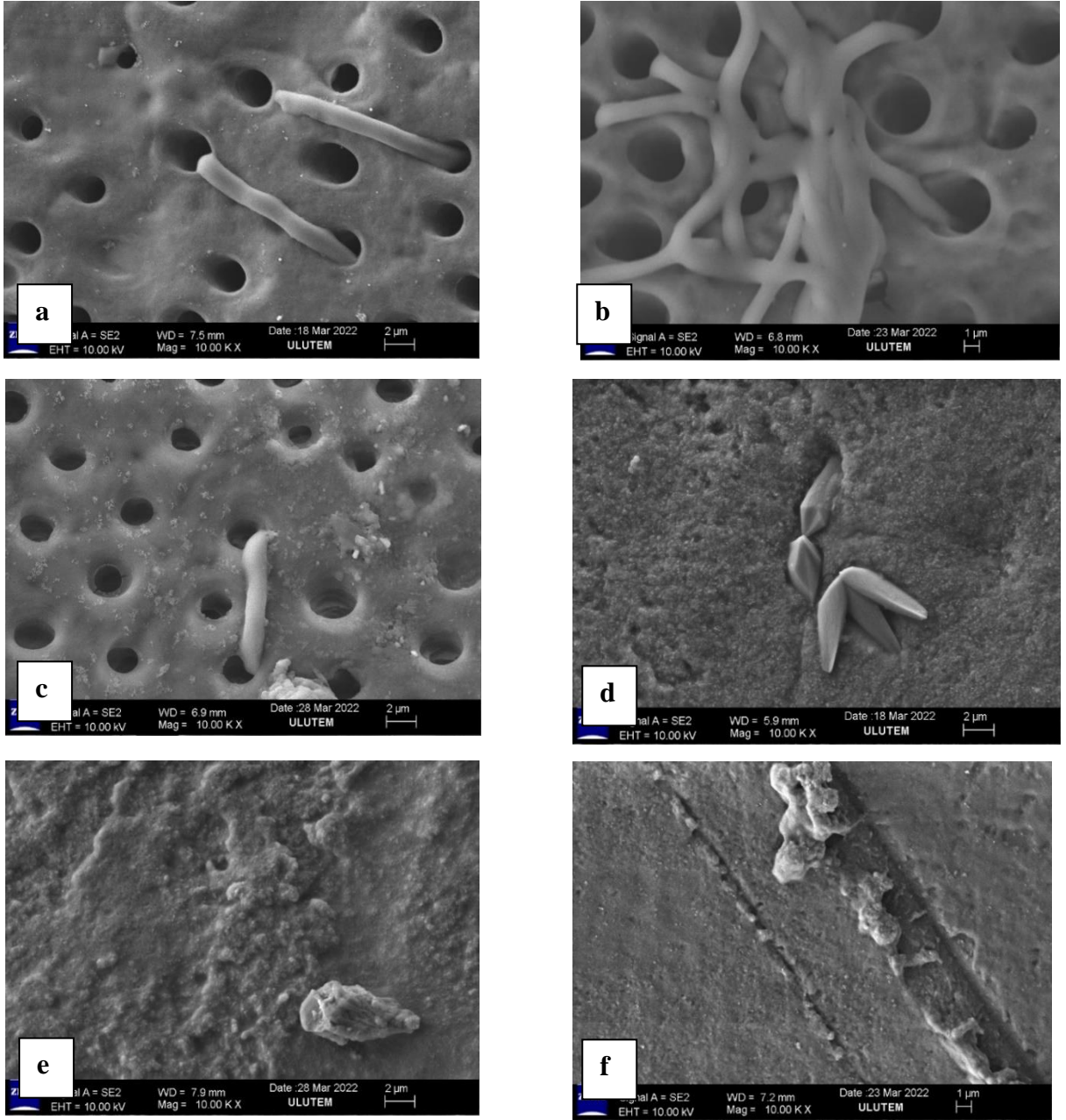
Fraktal analiz tek bir uygulayıcı tarafından ImageJ yazılımı (ImageJ 1.49 m; Wayne Rasband, Ulusal Sağlık Enstitüsü, ABD) ve Kutu sayımı (272), White ve Rudolph'un yöntemi (265) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Görüntüler "Gauss Bulanıklığı" uygulanarak bulanıklaştırılmıştır. Bu işlem, yüksek ve orta dereceli ayrıntıları ortadan kaldırarak görüntülerde yalnızca büyük yoğunluk farklılıkları bırakmıştır. Bulanıklaştırılmış görüntü orijinal görüntüden çıkarılmıştır. Her piksel için 128 gri ton eklenmiştir. Gri tonlara dayalı ortalama bir değere sahip görüntüdeki farklı parlaklıktaki alanlar, dentin tübülleriyle ölçü materyali kalıntısının arasındaki farkın edilmesini sağlamıştır. Bu süreçte görüntünün başlangıç parlaklığı 128 olarak tanımlandı. Görüntü daha sonra "Type" seçeneği kullanılarak 8 bitlik bir formata dönüştürüldü ve ardından "Threshold" seçeneği kullanılarak 2 renkli siyah beyaz bir görüntüye çevrildi. Görüntü gürültüsü "Erode" seçeneği kullanılarak azaltılmış, ardından daha belirgin hale getirmek için "Dilate" seçeneği kullanılarak mevcut alanlar genişletilmiştir. Görüntüdeki beyaz alanları siyaha ve siyah alanları beyaza dönüştürmek için "Invert" seçeneği kullanılmıştır. "Skeletonize" seçeneği ile tübüler yapının ana hatları çizgilerle belirlenmiş ve fraktal analiz için hazırlanmıştır. Daha sonra "Analiz" sekmesindeki "Fraktal kutu sayısı" seçeneği seçilerek görüntüler istatistiksel analiz için sayısal verilere çevrilmiştir.

3.6. İstatistiksel Analiz

Sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro Wilk testi ile test edilmiştir. Normal dağılan değişkenlerin 6 grupta karşılaştırılmasında ANOVA ve Tukey testi kullanılmıştır. Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama \pm standart sapma değerleri verilmiştir. Analizlerde SPSS 22.0 Windows versiyon paket programı kullanılmıştır ve $P < 0,05$ anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

60 örnek, PVS'nin farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonraki dentin tübüllerine penetrasyonunu belirlemek için SEM ile analiz edilmiştir. PVS ve diş yüzeyleri arasında materyal kalıntıları açısından herhangi bir farklılık çıplak gözle görülemez. SEM incelemesi altında, Şekil 4.1'de gösterildiği gibi, her 6 deney grubu için de ölçü kalıntıları gözlemlenmiştir.



Şekil 4.1. a) Kontrol grubu. b) AlCl₃ grubu. c) Ferrik Sülfat grubu. d) IDS grubu. e) IDS+Ferrik Sülfat grubu. f) IDS+ AlCl₃ grubu

Öklid analizi ile, ölçü kalıntılarının ortalama uzunlukları, çapları ve fraktal analizleri Tablo 4.1'de rapor edilmiştir. Bu verilerde, tüm deney grupları arasında her iki analiz için de istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterilmiştir. Dolayısıyla H1 ve H2 hipotezinin reddedildiğini göstermiştir.

		n	Ort±St.Sapma	Medyan (Min-Max)	P
FRAKTAL ANALİZ	Kontrol	30	1,26 ± 0,05	1,28 (1,12 -1,32)	0,001*
	Alüminyum Klorit	30	1,3 ± 0,03	1,31 (1,26 -1,36)	
	Ferrik Sülfat	30	1,37 ± 0,06	1,36 (1,28 -1,52)	
	IDS	30	1,11 ± 0,06	1,12 (1 -1,22)	
	IDS+Alüminyum Klorit	30	1,06 ± 0,03	1,07 (1 -1,11)	
	IDS+Ferrik Sülfat	30	1,15 ± 0,03	1,16 (1,1 -1,2)	
ÖKLİD ANALİZİ UZUNLUK	Kontrol	30	18,43 ± 1,77	18,34 (12,65 -21,84)	0,001*
	Alüminyum Klorit	30	27,29 ± 3,9	27 (21,13 -34,85)	
	Ferrik Sülfat	30	41,66 ± 4,59	41,75 (35,24 -55,76)	
	IDS	30	10,31 ± 1,56	10,65 (6,33 -12,46)	
	IDS+Alüminyum Klorit	30	9,61 ± 1,81	9,52 (6,19 -12,64)	
	IDS+Ferrik Sülfat	30	12,9 ± 2,38	13,16 (9,49 -17,77)	
ÖKLİD ANALİZİ ÇAP	Kontrol	30	6,51 ± 0,03	6,52 (6,39 -6,55)	0,001*
	Alüminyum Klorit	30	6,98 ± 0,01	6,98 (6,96 -6,98)	
	Ferrik Sülfat	30	8,5 ± 0,02	8,51 (8,44 -8,53)	
	IDS	30	4,85 ± 0,15	4,92 (4,25 -4,95)	
	IDS+Alüminyum Klorit	30	4,9 ± 0,06	4,9 (4,75 -5,01)	
	IDS+Ferrik Sülfat	30	5,53 ± 0,01	5,53 (5,51 -5,53)	

*p<0,05 düzeyinde anlamlı, ANOVA ve Tukey testi

Tablo 4.1. Numunelerin analiz sonuçları

4.1. Çoklu Karşılaştırmalar

ANOVA testi gruplardan en az birinin diğerlerinden anlamlı olarak farklı olduğunu gösterdi. Farkın hangi gruplardan kaynaklandığının saptanması için Tukey çoklu karşılaştırma testi yapıldı.

4.1.1. Fraktal analiz karşılaştırılması

			Farkların Ortalaması	%95 Güven aralığı		P
				Alt sınır	Üst sınır	
FRAKTAL ANALİZ	Kontrol	Alüminyum Klorit	-,05	-,08	-,01	0,002*
		Ferrik Sülfat	-,11	-,15	-,08	0,001*
		IDS	,15	,11	,18	0,001*
		IDS+Alüminyum Klorit	,20	,16	,23	0,001*
		IDS+Ferrik Sülfat	,11	,07	,14	0,001*
	Alüminyum Klorit	Kontrol	,05	,01	,08	0,002*
		Ferrik Sülfat	-,07	-,10	-,03	0,001*
		IDS	,19	,16	,23	0,001*
		IDS+Alüminyum Klorit	,24	,21	,27	0,001*
		IDS+Ferrik Sülfat	,15	,12	,18	0,001*
	Ferrik Sülfat	Kontrol	,11	,08	,15	0,001*
		Alüminyum Klorit	,07	,03	,10	0,001*
		IDS	,26	,23	,29	0,001*
		IDS+Alüminyum Klorit	,31	,27	,34	0,001*
		IDS+Ferrik Sülfat	,22	,19	,25	0,001*
	IDS	Kontrol	-,15	-,18	-,11	0,001*
		Alüminyum Klorit	-,19	-,23	-,16	0,001*
		Ferrik Sülfat	-,26	-,29	-,23	0,001*
		IDS+Alüminyum Klorit	,05	,01	,08	0,001*
		IDS+Ferrik Sülfat	-,04	-,07	-,01	0,007*
	IDS+Alüminyum Klorit	Kontrol	-,20	-,23	-,16	0,001*
		Alüminyum Klorit	-,24	-,27	-,21	0,001*
		Ferrik Sülfat	-,31	-,34	-,27	0,001*
		IDS	-,05	-,08	-,01	0,001*
		IDS+Ferrik Sülfat	-,09	-,12	-,06	0,001*
	IDS+Ferrik Sülfat	Kontrol	-,11	-,14	-,07	0,001*
		Alüminyum Klorit	-,15	-,18	-,12	0,001*
		Ferrik Sülfat	-,22	-,25	-,19	0,001*
IDS		,04	,01	,07	0,007*	
IDS+Alüminyum Klorit		,09	,06	,12	0,001*	

Tablo 4.2. Fraktal analiz karşılaştırılması

- Kontrol grubu fraktal boyut analizi, Alüminyum Klorit ve Ferrik Sülfat gruplarına göre anlamlı oranda düşük; IDS gruplarına göre ise istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur.
- Alüminyum Klorit grubu fraktal boyut analizi, Ferrik Sülfat grubuna göre anlamlı oranda düşük; kontrol ve IDS gruplarına göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur.
- Ferrik Sülfat grubu fraktal boyut analizi diğer tüm gruplara göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.
- IDS grubu fraktal boyut analizi, IDS+Alüminyum Klorit grubuna göre anlamlı oranda yüksek; kontrol, Alüminyum Klorit, Ferrik Sülfat, IDS+Ferrik Sülfat gruplarına göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur.
- IDS+Alüminyum Klorit grubu fraktal boyut analizi diğer tüm gruplara göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur.
- IDS+Ferrik Sülfat grubu; kontrol, Alüminyum Klorit ve Ferrik Sülfat grubuna göre anlamlı oranda düşük, IDS ve IDS+Alüminyum Klorit grubuna göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur.

4.1.2. Öklid analizi karşılaştırılması

			Farkların Ortalaması	%95 Güven aralığı		P
				Alt sınır	Üst sınır	
ÖKLİD UZUNLUK	Kontrol	Alüminyum	-8,86	-11,03	-6,70	0,001*
		Ferrik	-23,23	-25,39	-21,06	0,001*
		IDS	8,13	5,96	10,29	0,001*
		IDS+Alümi	8,82	6,66	10,99	0,001*
		IDS+Ferrik	5,53	3,36	7,70	0,001*
	Alüminyum Klorit	Kontrol	8,86	6,70	11,03	0,001*
		Ferrik	-14,37	-16,53	-12,20	0,001*
		IDS	16,99	14,82	19,15	0,001*
		IDS+Alümi	17,68	15,52	19,85	0,001*
		IDS+Ferrik	14,39	12,23	16,56	0,001*
	Ferrik Sülfat	Kontrol	23,23	21,06	25,39	0,001*
		Alüminyum	14,37	12,20	16,53	0,001*
		IDS	31,36	29,19	33,52	0,001*
		IDS+Alümi	32,05	29,89	34,22	0,001*
		IDS+Ferrik	28,76	26,59	30,93	0,001*
	IDS	Kontrol	-8,13	-10,29	-5,96	0,001*
		Alüminyum	-16,99	-19,15	-14,82	0,001*
		Ferrik	-31,36	-33,52	-29,19	0,001*

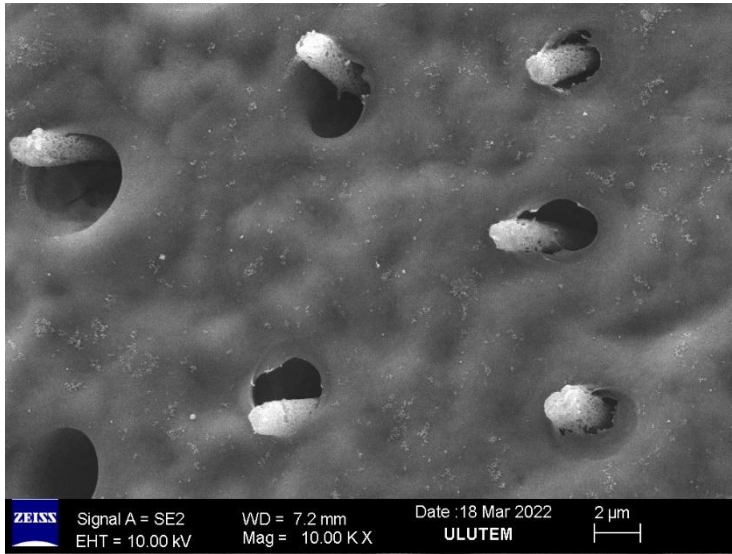
		IDS+Alümi	,70	-1,47	2,86	0,939
		IDS+Ferrik	-2,60	-4,76	-,43	0,009*
	IDS+Alümi nyum	Kontrol	-8,82	-10,99	-6,66	0,001*
		Alüminyum	-17,68	-19,85	-15,52	0,001*
		Ferrik	-32,05	-34,22	-29,89	0,001*
	Klorit	IDS	-,70	-2,86	1,47	0,939
		IDS+Ferrik	-3,29	-5,46	-1,13	0,001*
	IDS+Ferrik Sülfat	Kontrol	-5,53	-7,70	-3,36	0,001*
		Alüminyum	-14,39	-16,56	-12,23	0,001*
		Ferrik	-28,76	-30,93	-26,59	0,001*
		IDS	2,60	,43	4,76	0,009*
		IDS+Alümi	3,29	1,13	5,46	0,001*

ÖKLİD ÇAP	Kontrol	Alüminyum	-,46	-,51	-,41	0,001*
		Ferrik Sülfat	-1,99	-2,04	-1,94	0,001*
		IDS	1,66	1,61	1,71	0,001*
		IDS+Alüminyu	1,61	1,56	1,67	0,001*
		IDS+Ferrik	,99	,94	1,04	0,001*
	Alüminyum Klorit	Kontrol	,46	,41	,51	0,001*
		Ferrik Sülfat	-1,53	-1,58	-1,48	0,001*
		IDS	2,12	2,07	2,17	0,001*
		IDS+Alüminyu	2,08	2,03	2,13	0,001*
		IDS+Ferrik	1,45	1,40	1,50	0,001*
	Ferrik Sülfat	Kontrol	1,99	1,94	2,04	0,001*
		Alüminyum	1,53	1,48	1,58	0,001*
		IDS	3,65	3,60	3,70	0,001*
		IDS+Alüminyu	3,60	3,55	3,66	0,001*
		IDS+Ferrik	2,98	2,93	3,03	0,001*
	IDS	Kontrol	-1,66	-1,71	-1,61	0,001*
		Alüminyum	-2,12	-2,17	-2,07	0,001*
		Ferrik Sülfat	-3,65	-3,70	-3,60	0,001*
		IDS+Alüminyu	-,04	-,10	,01	0,149
		IDS+Ferrik	-,67	-,72	-,62	0,001*
	IDS+Alüminyu um Klorit	Kontrol	-1,61	-1,67	-1,56	0,001*
		Alüminyum	-2,08	-2,13	-2,03	0,001*
		Ferrik Sülfat	-3,60	-3,66	-3,55	0,001*
		IDS	,04	-,01	,10	0,149
		IDS+Ferrik	-,63	-,68	-,58	0,001*
	IDS+Ferrik Sülfat	Kontrol	-,99	-1,04	-,94	0,001*
		Alüminyum	-1,45	-1,50	-1,40	0,001*
		Ferrik Sülfat	-2,98	-3,03	-2,93	0,001*
		IDS	,67	,62	,72	0,001*
		IDS+Alüminyu	,63	,58	,68	0,001*

Tablo 4.3. Öklid analizi karşılaştırılması

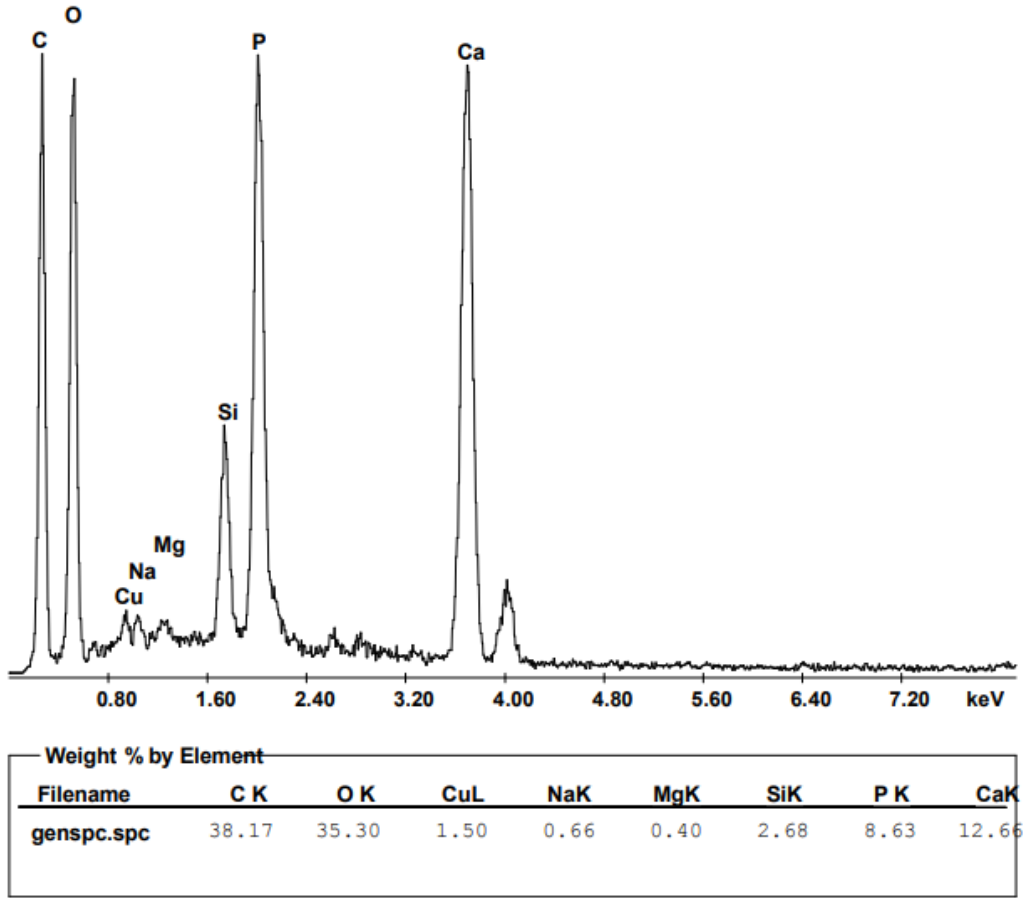
- Kontrol grubu öklid analizi, $AlCl_3$ ve Ferrik Sülfat grubundan anlamlı oranda düşük; IDS, IDS+ $AlCl_3$ ve IDS+Ferrik Sülfat grubundan anlamlı oranda yüksek bulunmuştur.
- $AlCl_3$ grubu öklid analizi, Ferrik Sülfat grubuna göre anlamlı oranda düşük; kontrol, IDS, IDS+ $AlCl_3$, IDS+Ferrik Sülfat grubuna göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur.
- Ferrik Sülfat grubu öklid analizi diğer tüm gruplara göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur.
- IDS grubu öklid analizi; kontrol, Ferrik Sülfat, $AlCl_3$, IDS+Ferrik Sülfat grubuna göre anlamlı oranda düşük bulunmuştur. Fakat IDS+ $AlCl_3$ grubu ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.
- IDS+ $AlCl_3$ grubu öklid analizi IDS grubu hariç diğer tüm gruplara göre anlamlı oranda düşük bulunmuştur. IDS grubu ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.
- IDS+Ferrik Sülfat grubu öklid analizi; kontrol, $AlCl_3$ ve Ferrik Sülfat gruplarına göre anlamlı oranda düşük, IDS ve IDS+ $AlCl_3$ grubuna göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur.

4.2. Yüzey İşlemleri Sonrası Görüntüleme Bulguları



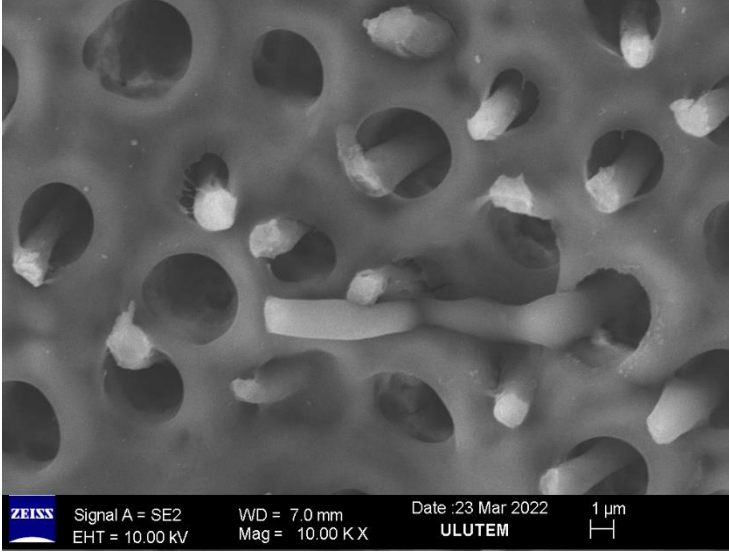
Şekil 4.2. Kontrol grubuna ait SEM yüzey görüntüsü

Kontrol grubuna ait görüntülemeye herhangi bir işlem uygulanmamış yüzeyde alınan PVS ölçü kalıntılarının dentin tübülleri içerisine nüfuz ettiği görülmüştür.



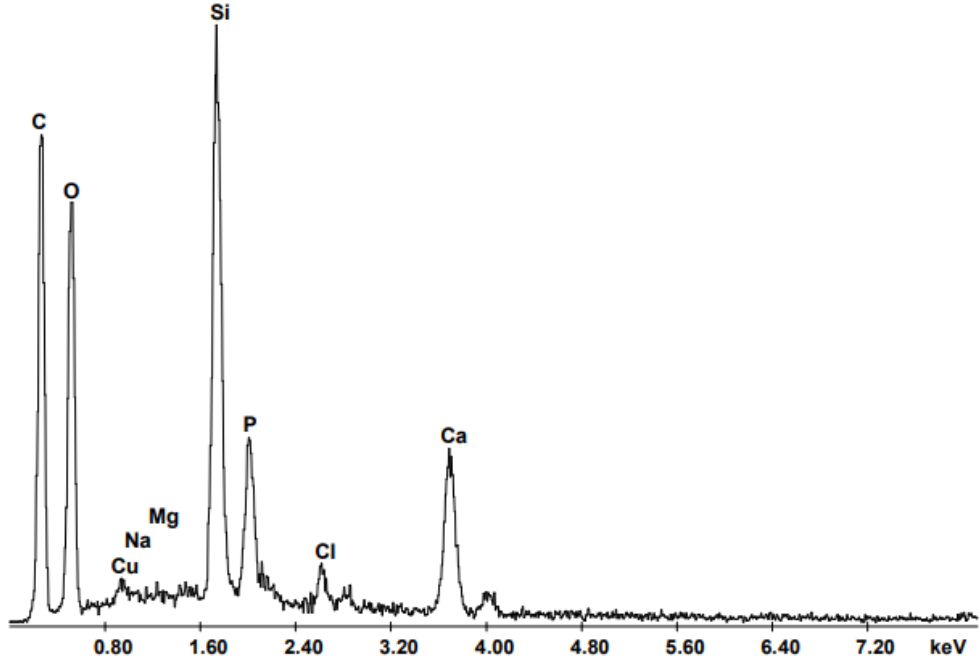
Şekil 4.3. Kontrol grubuna ait EDX analizi

Herhangi bir işlem uygulanmayan kontrol grubuna ait EDX analizinde diş dokusunun ana elementleri yüksek değerler sergilerken, silikon ölçü materyali daha düşük değerlerde görülmüştür.



Şekil 4.4. $AlCl_3$ grubuna ait SEM görüntüsü

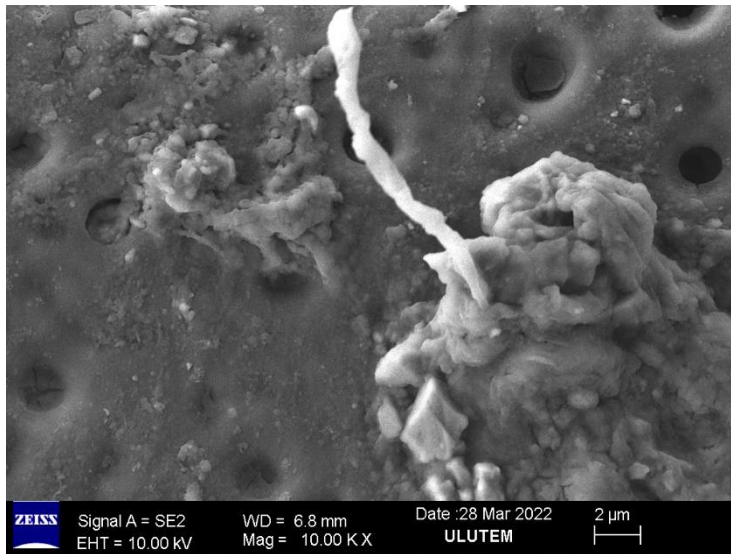
Bu gruba ait görüntüleme de $AlCl_3$ 'ün asidik yapısı nedeniyle genişlemiş dentin tübüllerine daha fazla ölçü kalıntısının nüfuz ettiği görülmüştür.



Weight % by Element								
Filename	C K	O K	CuL	NaK	MgK	SiK	P K	ClK
genspc.spc	46.71	32.60	1.66	0.40	0.23	9.49	3.44	0.78
	CaK							
	4.70							

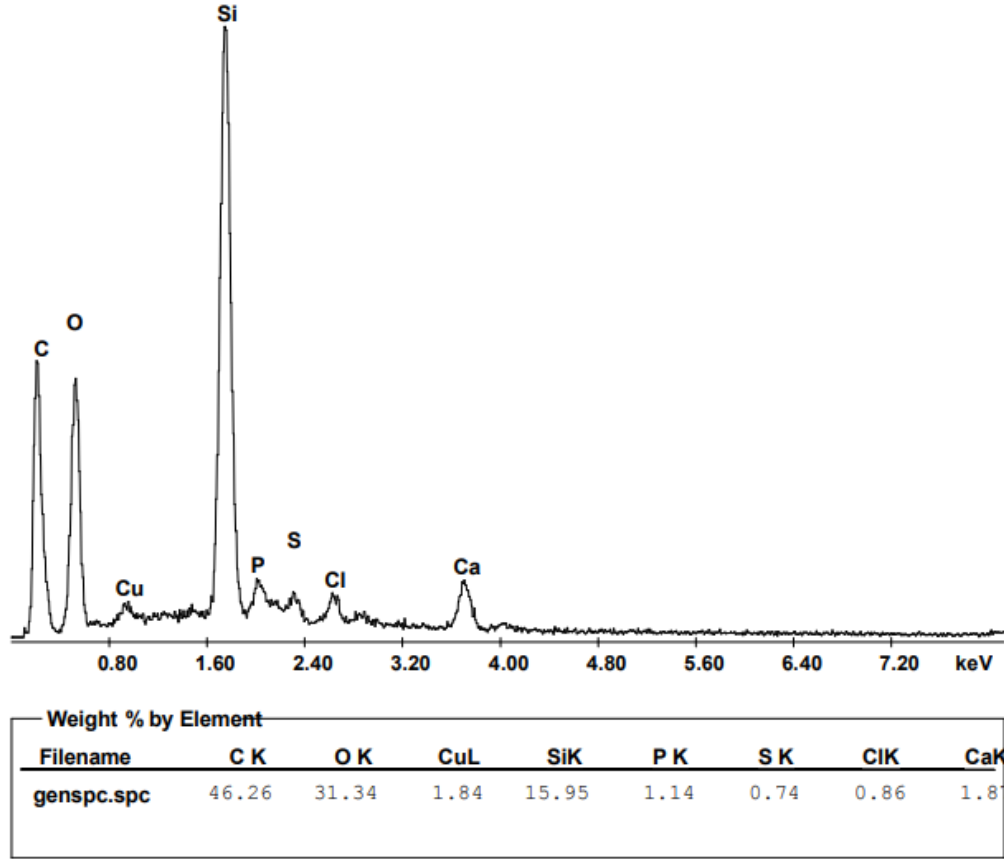
Şekil 4.5. $AlCl_3$ grubuna ait EDX analizi

Yapılan EDX analizinde yüksek oranda silikon ölçü materyalinin yanı sıra kalsiyum, fosfor gibi dentin yapısına ait elementler de görülmüştür.



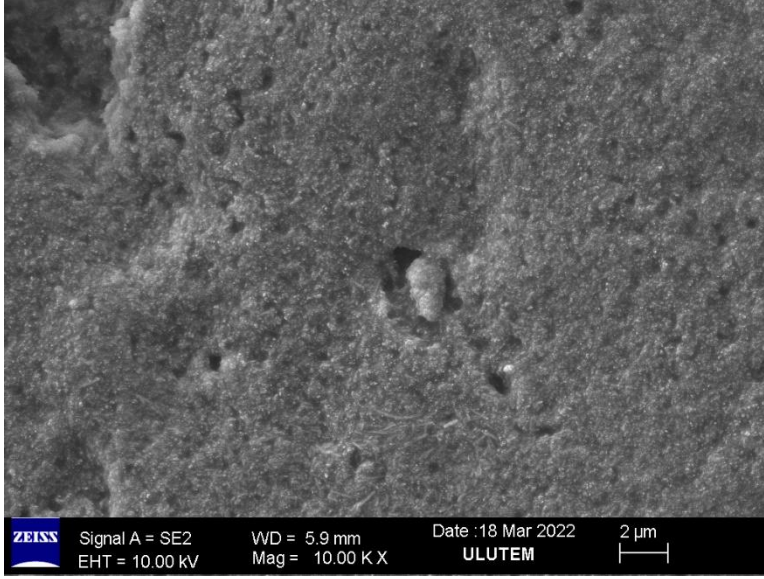
Şekil 4.6. Ferrik Sülfat grubuna ait SEM görüntüsü

Ferrik Sülfat grubuna ait görüntülemeye kontrol grubuna kıyasla daha pürüzlü, homojen olmayan bir yüzey oluştuğu ve dentin tübüllerinin büyük bir kısmının ölçü kalıntıları tarafından tıklandığı görülmüştür.



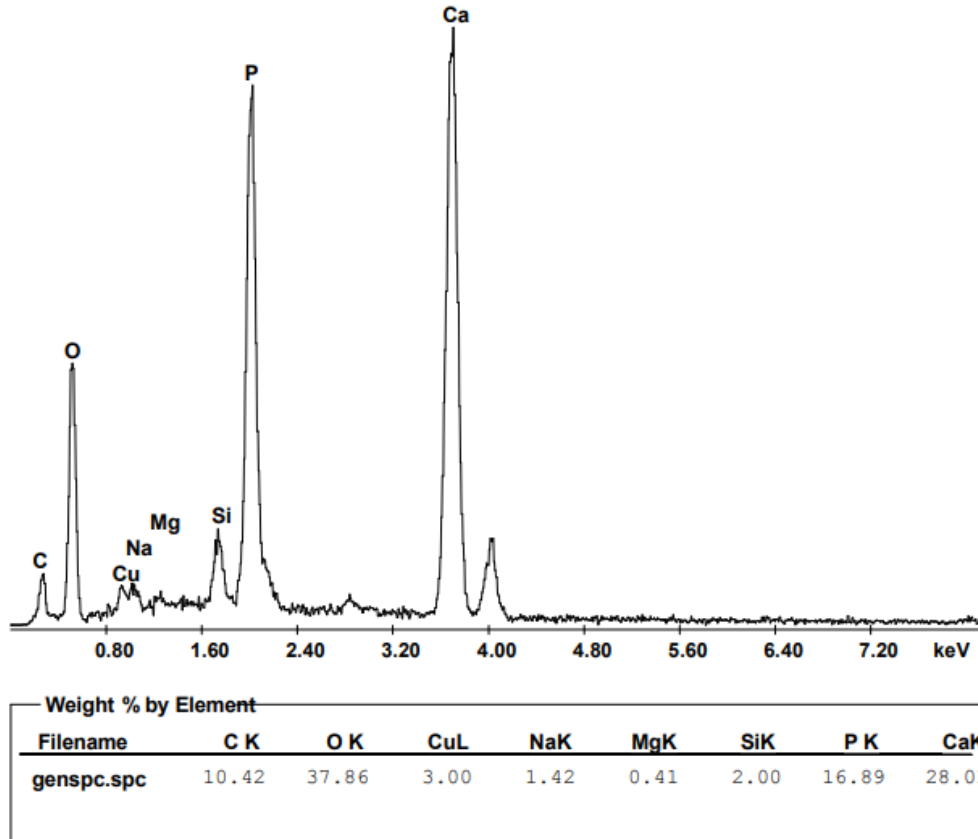
Şekil 4.7. Ferrik Sülfat grubuna ait EDX analizi

Yapılan EDX analizinde SEM görüntüleriyle uyumlu olarak en fazla oranda silikon ölçü materyali Ferrik Sülfat grubunda görülmüştür.



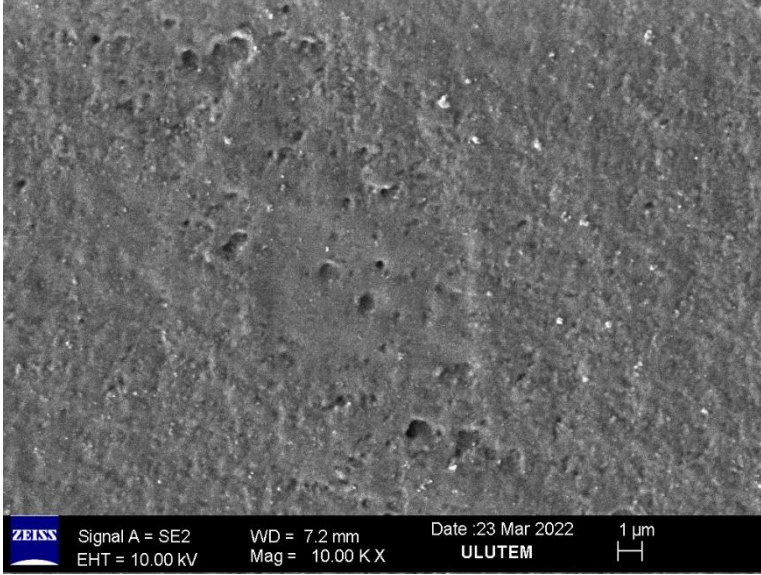
Şekil 4.8. IDS grubuna ait SEM görüntüsü

IDS grubuna ait görüntülemelerde kontrol, $AlCl_3$ ve Ferrik Sülfat gruplarına göre herhangi bir açık dentin tübül yapısı ve ölçü kalıntısı görülmemiştir. IDS prosedürü ile dentin tübüllerinin kapandığı görülmüştür.



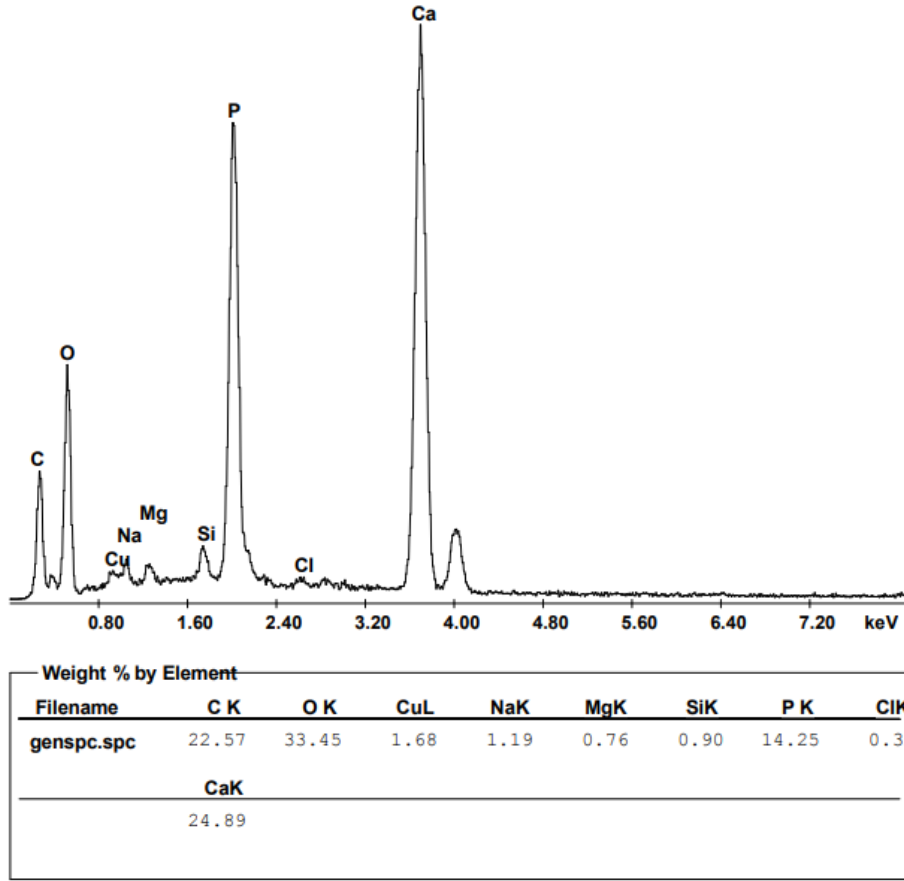
Şekil 4 9. IDS grubuna ait EDX analizi

IDS grubunda silikon ölçü materyali değeri düşük bulunmuştur. Ayrıca çalışmada kullanılan adeziv materyalin (Clearfil SE Bond) içeriğinde kalsiyum-fosfat kompleksi bulunmaktadır. Bu sebeple EDX analizinde en yüksek değerler kalsiyum ve fosfor elementine aittir.

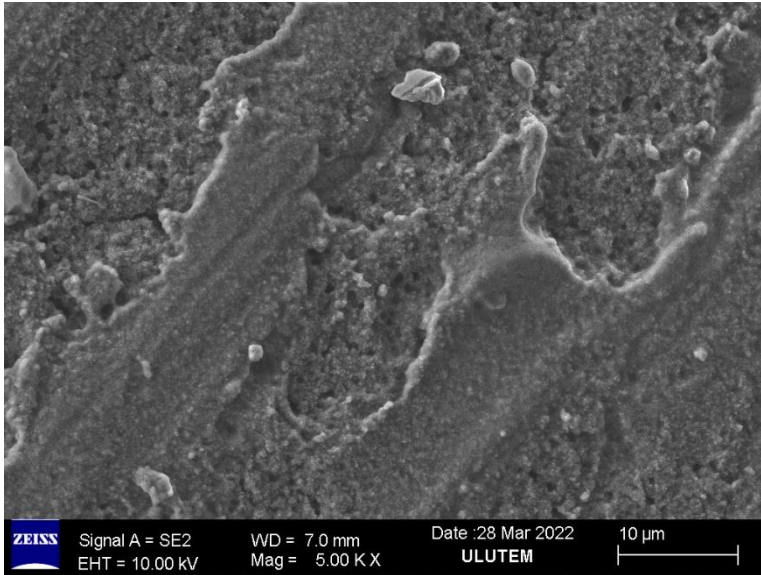


Şekil 4.10. IDS+AlCl₃ grubuna ait SEM görüntüsü

IDS+ AlCl₃ grubuna ait görüntülemeye kontrol, AlCl₃ ve Ferrik Sülfat gruplarına göre herhangi bir açık dentin tübül yapısı ve ölçü kalıntısı görülmemiştir.

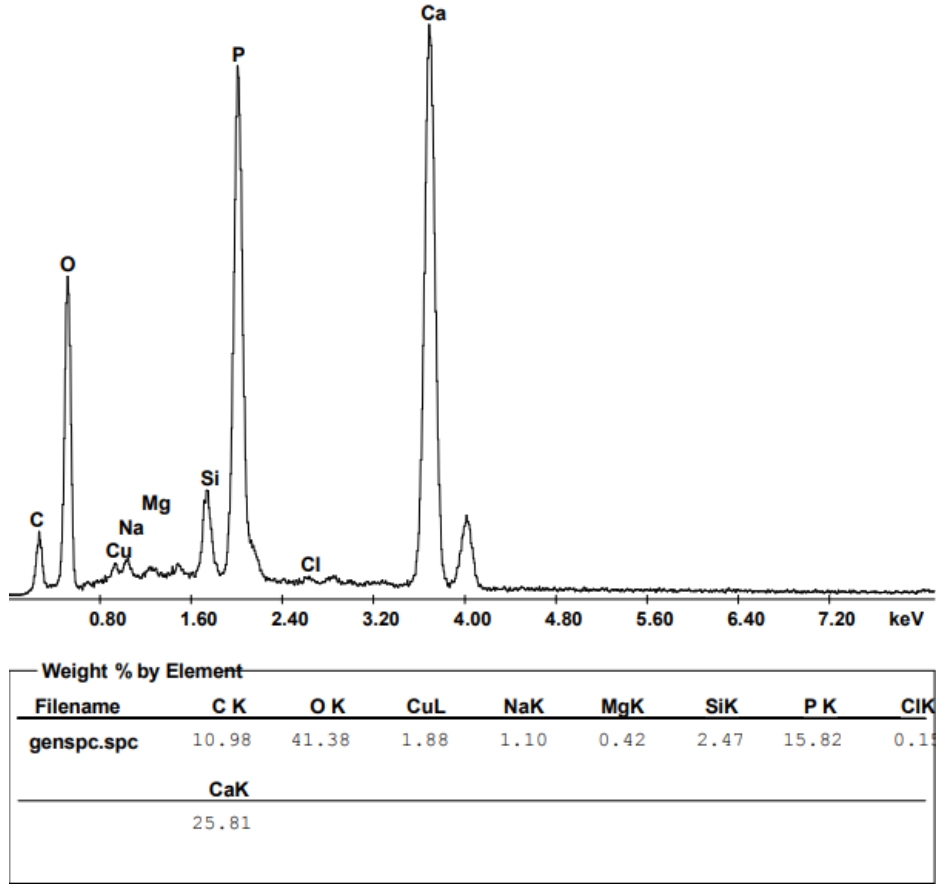


Şekil 4.11. IDS+AICl₃ grubuna ait EDX analizi

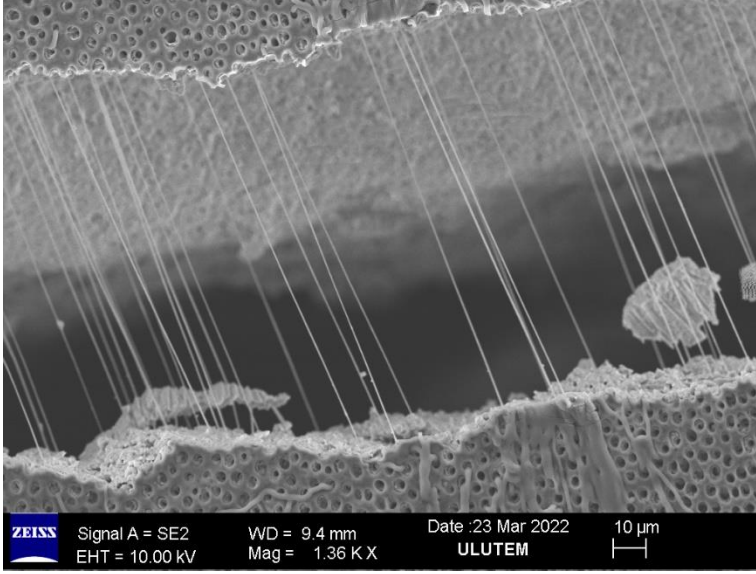


Şekil 4.12. IDS+Ferrik Sülfat grubuna ait SEM görüntüsü

IDS+Ferrik Sülfat grubunda herhangi bir açık dentin tübül yapısı görülmemekle birlikte yüzey yapısının homojenliğini kaybetmiş olduğu ve daha pürüzlü bir hal aldığı görülmüştür.

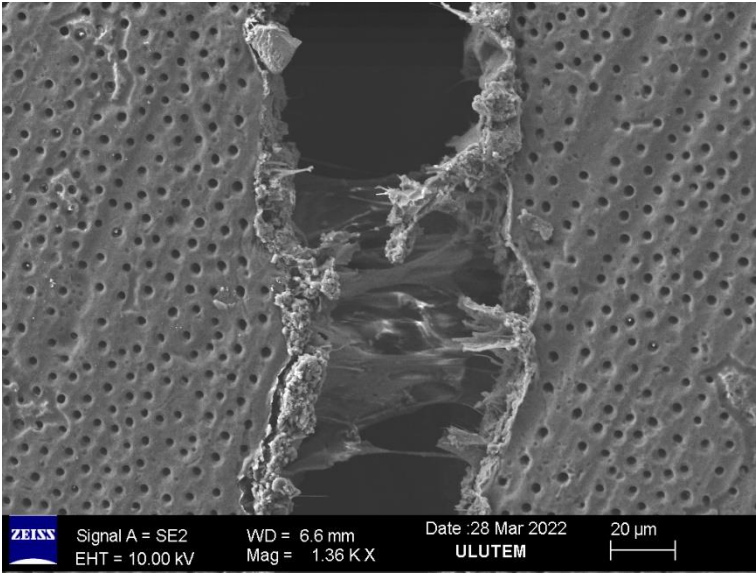


Şekil 4.13. IDS+Ferrik Sülfat grubuna ait EDX analizi

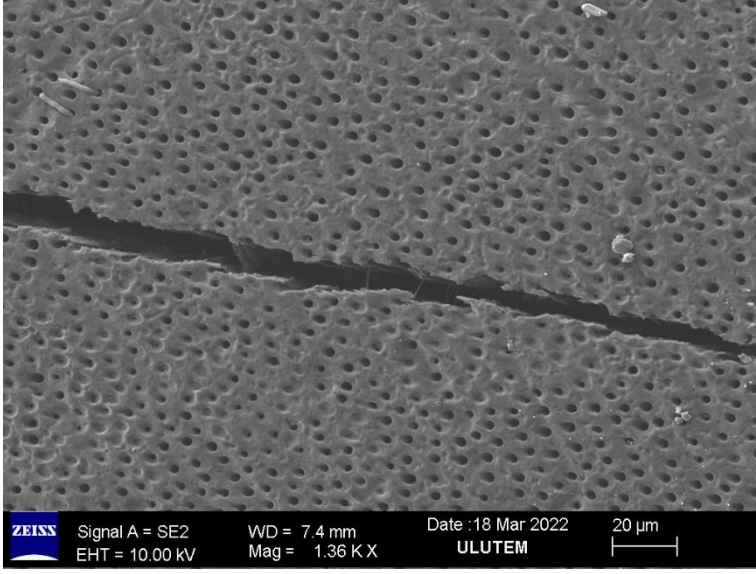


Şekil 4.14. $AlCl_3$ grubuna ait çatlamış dişteki SEM görüntüsü

SEM görüntüsü alınırken uygulanan vakumlama işlemi sırasında dişlerde çatlak hattı görülmüştür. Ölçü materyalinin çatlaklardan derinlere nüfuz ettiği gözlemlenmiştir.



Şekil 4.15. Ferrik Sülfat grubuna ait çatlamış dişteki SEM görüntüsü



Şekil 4.16. Kontrol grubuna ait çatlamış dişteki SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında molar ve premolar dişler okluzal minesinden dentin yüzeyine kadar aşındırıldıktan sonra rastgele 6 gruba ayrılmıştır. Ölçü alımı öncesinde uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, ölçü materyali ve dentin yüzeyi arasındaki etkileşiminin incelenmesi amaçlanmıştır. Sonuçlarımız, farklı yüzey işlemlerinin ölçü materyalinin dentin tübüllerine penetrasyonu üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermekte olup çalışma hipotezleri reddedilmiştir.

1. ‘Çalışmamız, farklı yüzey işlemleri ($AlCl_3$, Ferrik Sülfat, IDS, IDS+Ferrik Sülfat, IDS+ $AlCl_3$) uygulanan dentin yüzeylerinde alınan PVS ölçü materyalinin tübül penetrasyonu için yapılan fraktal analizde ve öklit analizinde hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermeyecektir.’ hipotezi reddedilmiştir. Tüm gruplar arasında yapılan fraktal boyut ve öklit analizinde en yüksek değeri Ferrik Sülfat grubu vermiş olup; bu sonucun, dentin yüzeyinin görece düzensiz yapısından ve ajanın asiditesi sebebiyle açılan tübüllere penetre olan ölçü materyali kalıntılarından dolayı olduğu düşünülebilir.

Protetik tedavi alanında en zorlu aşamalardan biri dişeti dokusu yönetimidir; doğru bir ölçü alınmasına yardımcı olmak için prepare edilen dişlerin etrafındaki dişeti marjini çeşitli yöntemlerle uzaklaştırılır ya da basamak bitim sınırı açığa çıkarılır (273,274). Uzun vadede, hassas ve başarılı bir restorasyon gerçekleştirmek için restorasyon ve periodontal doku arasındaki uyum esastır.

Dişeti dokusu yönetimi genellikle iki bölümden oluşur. Birincisi, marjinal dişetinin dişten uzaklaştırılması olarak tanımlanan dişeti marjini retraksiyonudur (41). Bu, genişletilmiş sulkusa yeterli miktarda ölçü materyali enjeksiyonuna izin vermek için diş ve dişeti dokusu arasında lateral ve vertikal boşluk oluşturarak preparasyon marjinine ve ötesine geçici erişim sağlar (41,275). Dişeti dokusu yönetiminin ikinci kısmı sulkustaki nem kontrolüdür. Dişeti kanamasının, sulküler sıvı akışının ve tükürük kontaminasyonunun kontrolü, hidrofobik bir ölçü maddesi kullanıldığında özellikle önemlidir, çünkü nem, bitim hattında tatmin edici olmayan bir ölçüye yol açabilir (41,276,277). İşlemin zorluğu, sulküler derinlikteki varyasyonlar, dişeti iltihabının derecesi, marjin yerleştirme seviyesi ve doku laserasyonu ile daha da karmaşık hale gelir (274).

Marjinal yumuşak doku yönetimi teknikleri mekanik, kimyasal, cerrahi veya bunların herhangi bir kombinasyonu olarak sınıflandırılabilir (274). Dişeti deplasmanının en yaygın yöntemi mekanik ve kimyasal yöntemlerin kombinasyonudur.

Bu, mekanik kısmı temsil eden dişeti retraksiyon kordlarının bir veya daha fazla kimyasal retraksiyon ajanı ile birlikte kullanılmasını içerir (65,278). Kordun amacı sadece serbest dişeti dokusunu fiziksel olarak yerinden oynatmak değildir; aynı zamanda kimyasalları hedef dokularla yakın temasta tutarak ve onları uygulama bölgesine hapsetmektir (73). Birçok üretici önceden emdirilmiş retraksiyon kordları da sunmaktadır. Ajanlar, tatmin edici bir büzülme ve dişeti dokularının diş yapılarından uzaklaşması sağlanana ve hemostaz elde edilene kadar yerinde kalır (279).

Mekanik dişeti retraksiyon yöntemleri, serbest dişeti dokusunu fiziksel olarak dişten uzaklaştıran, sadece dokular üzerinde dışa doğru oluşturduğu basınçla hareket ettiren bir yöntem olarak tanımlanmıştır (73,278). Yıllar boyunca birçok materyal önerilmiş ve test edilmiştir; ancak en kullanışlı ve en popüler yöntem dişeti retraksiyon kordu kullanımındır (73,274,278,280). Mevcut çok çeşitli retraksiyon kordlarından hangisinin seçileceği diş hekiminin kişisel tercihi olarak gösterilmiştir (281). Dişeti retraksiyonunun cerrahi yöntemleri arasında döner aletler ile dişeti küretajı, elektrocerrahi ve lazer uygulaması (CO₂/diyot/Nd:Yag) yer almaktadır (41,273,274,277,281). Bu prosedürler hızlıdır, ancak dişeti dokularının eksizyonunu içerdikleri ve bu nedenle yumuşak doku iyileşmesi gerektirdikleri için aynı zamanda yıkıcıdır (72,281).

Herhangi bir dişeti retraksiyonu prosedüründe tek başına veya bir retraksiyon kordu ile birlikte kullanılan ilaçlar (hemostatik ajanlar) üç temel kriteri karşılamalıdır (42). İlk olarak, ajan etkili olmalı, dişeti dokularının yeterli lateral ve vertikal yer değiştirmesini sağlamalı ve aynı zamanda hemoraji ve sulküler sıvı sızıntısının kontrolünü sağlamalıdır. İkinci olarak, kullanımı önemli bir geri dönüşümsüz doku hasarına neden olmamalıdır. Her ne kadar küçük doku hasarlarına neden olabileceği gösterilmiş olsa da tam iyileşme 2 hafta içinde gerçekleşmelidir (42,282,283). Üçüncü olarak, kullanılan materyal potansiyel olarak zararlı sistemik etkilere neden olmamalıdır. Diş hekimi her zaman ilacın dişeti dokularından sistemik dolaşıma geçebileceğini ve bu nedenle doz aşımını takiben istenmeyen, zararlı, sistemik etkiler için risk oluşturabileceğini akılda tutmak zorundadır (42). Yıllar boyunca çok sayıda farklı kimyasal dişeti retraksiyon ajanı kullanılmış veya önerilmiştir.

Vazokonstriktörler kan damarlarını daraltarak kanamayı durdurabilen ajanlardır (45,67). Sempatik α -1, β -1 ve β -2 adrenerjik reseptörler üzerinde etkilidirler (45). Böylece kan damarlarının düz kasları üzerindeki α -1 reseptörlerinin aktivasyonu damarların daralmasına neden olarak lokal kan akışının azalmasına yol açar, bu da genellikle yüksek perfüzyona sahip dişeti dokularının hacminin azalmasına ve kanamanın azalmasına neden olur (276,284,285).

Epinefrin hem α hem de β -reseptörleri üzerinde etkilidir ve dişeti retraksiyonu için en sık kullanılan adrenerjik ajandır (41,45,276). Bununla birlikte, tercih edilen kimyasal retraksiyon ajanları yıllar içinde değişmiştir. 1980'de yayınlanan bir ankette, diş hekimlerinin %73,3'ü epinefrin emdirilmiş kordları tercih etmiştir (286); 1985'te %79,13 1986'da %55,26 1999'da %39,14 ve 2015'te %29 oranında tercih edilmiştir (287), bu da kullanımında istikrarlı bir düşüş olduğunu göstermektedir. Retraksiyon ajanı olarak epinefrin rasemik formda %0,1 ve %8 konsantrasyonlarda kullanılmaktadır (41,45).Etkilerini sadece lokal olarak gösteren büzücülerin aksine epinefrin dişeti dokuları yoluyla sistemik dolaşıma geçebilir ve başta kardiyovasküler sistem olmak üzere birçok organ sistemini etkileyebilir (42,277). Bu istenmeyen etkiler herhangi bir hastada, ancak özellikle kardiyovasküler hastalık, hipertiroidizm, diyabet ve epinefrine karşı bilinen aşırı duyarlılık gibi predispozan hastalıkları olan hastalarda ortaya çıkabilir.

Belirtilen kontrendikasyonlar, olası yan etkiler ve epinefrin içeren kordların doku deplasmanı açısından diğer ajanlara göre klinik bir avantajı olmadığı gerçeği göz önünde bulundurulduğunda, günümüzde doku retraksiyonu sırasında epinefrinden kaçınılması gerektiği konusunda genel bir fikir birliği vardır (48,288).

$AlCl_3$, Alüminyum Sülfat, Ferrik Sülfat, Çinko Klorür, Alum gibi retraksiyon ajanları astringenttir (67,69,73,286). Günümüzde $AlCl_3$ ve Ferrik Sülfatın en yaygın kullanılan ilaçlar olduğu birkaç yazar tarafından gösterilmiştir (42,289).1985 ve 1999 yıllarında dişeti retraksiyonu ajanları olarak epinefrinden astringentlere doğru bir kayma olduğunu gösteren bu araştırmalar, epinefrinin neden olduğu olası sistemik yan etkilere dair artan farkındalık ve mevcut dental pazarın gözden geçirilmesinin ardından, $AlCl_3$ ve Ferrik Sülfatın günümüzde en yaygın kullanılan dişeti retraksiyonu ajanları olduğunu söylemek mümkündür. Bu ajanların her biri farklı etki mekanizmaları ve daha fazla açıklanması gereken bazı spesifik özellikler gösterir. $AlCl_3$, %5 ila %25 arasındaki konsantrasyonlarda kullanılır. $AlCl_3$ 'ün kanamayı durdurmak için etki mekanizması proteinlerin çökmesi

yoluyla olur, ancak literatür $AlCl_3$ 'ün spesifik mekanizmasında farklılıklar göstermektedir. $AlCl_3$ 'ün asidik özelliği kan proteinleri ile bir reaksiyona neden olur, bu da pıhtılaşmış proteinler tarafından bir bariyer oluşturur ve böylece kanın damarlardan dışarı akışını önler. Bu bariyer aynı zamanda $AlCl_3$ 'ün tıkalı damarlara girmesini engeller ve böylece herhangi bir sistemik etkinin ortaya çıkmasına izin vermez (290). Diğerleri $AlCl_3$ 'ün proteinleri çöktürerek ve plazma proteinlerinin transkapiller hareketini engelleyerek etki ettiğini açıklamaktadır (42). Ultradent Products ise %25 $AlCl_3$ jel ViscoStat Clear'in mekanizmasını şu şekilde açıklamaktadır: kapillerleri çevreleyen dokular şişer ve böylece kapillerleri sıkıştırarak kanamanın ve sulküler sıvı sızıntısının durmasına neden olur (291).

Ferrik Sülfat, $AlCl_3$ 'ten sonra en çok kullanılan dişeti retraksiyon ajanıdır (42,289). Genellikle %13 ila %20 arasındaki konsantrasyonlarda bulunur. 15,5'in üzerindeki konsantrasyonlar oldukça asidiktir ve dişeti dokusunda irritasyonlara ve postoperatif kök hassasiyetine neden olabilir. Önerilen uygulama süresi 1 ila 3 dakikadır ve 30 dakikaya kadar doku yer değiştirmesine neden olur (46,73). Ferrik Sülfatın önemli bir yan etkisi, demir içeriği nedeniyle yumuşak dokularda mavimsi ila kahverengi/siyah renkte geçici bir lekeye neden olmasıdır. Diş eti 1-2 gün sonra normal pembe görünümüne dönse de, hasta tarafından rahatsız edici olarak hissedilebilir (69,73). Bazı durumlarda porselen kronların altındaki dentinde siyah bir lekelenme meydana gelebilir (292). Epinefrin ile bağlantılı olarak kullanıldığında, masif mavi bir çökelti gelişir ve bu nedenle kaçınılmalıdır (73). Ferrik Sülfatın etki mekanizması çoğunlukla kan pıhtılaşmasıdır, ancak aynı zamanda büzücüdür. Kan proteinlerinin aglütinasyonu, kanın ferrik ve sülfat iyonları ile reaksiyonundan kaynaklanır. Protein tıkaçları doğrudan kesilen kapillerlerin uçlarında oluşur ve bunları fiziksel olarak tıkararak hemostazla sonuçlanır (291,293,294). İntrakapiller pıhtılar dişeti sulkusu içinde küçük koyu noktalar olarak tanınabilir. Kan o kadar hızlı bir şekilde pıhtılaşır ki uygulamanın doğrudan yırtılmış dokuya karşı yapılması gerekir, aksi takdirde Ferrik Sülfat zaten ekstravaze olmuş kanla hemen reaksiyona girer ve akıp gider (67,73). Bu nedenle en iyi sonuçlar ajan kanayan dişeti yüzeyine sürüldüğünde elde edilir (291).

Alum dişeti retraksiyon ajanı olarak önerilmiştir, ancak iyi hemostatik özelliklere sahip olmasına rağmen günümüzde kullanılmamaktadır. Etkinlik ve lokal doku etkileri açısından alum, %8 rasemik epinefrin ve $AlCl_3$ arasında önemli bir fark yoktur (65,280,288). Alum'un herhangi bir olumsuz sistemik etkiye yol açabileceğine dair bir gösterge de yoktur (42,65). Alüminyum Sülfat ($Al_2(SO_4)_3$) Alum ile hemen hemen aynı özellikleri gösterir, ancak kimyasal olarak farklıdır (73,290). Ayrıca herhangi bir olumsuz sistemik etki de

göstermez (42). Diş hekimlerinin rasemik epinefrin ve Alüminyum Sülfatın klinik retraksiyon sonuçları arasında herhangi bir fark tespit edemediği gösterilmiştir ki bu da diğer çalışmalarla uyumludur (71). Alüminyum Sülfat, doku proteinlerinin çökmesi ile birlikte zayıf bir vazokonstriktif etki ile hemostaz sağlar, doku kontraksiyonuna ve plazma proteinlerinin transkapiller hareketinin inhibisyonunu takiben hemostaz ile sonuçlanır (71). Lokal yan etkiler, 20 dakikayı aşan bir uygulama süresi durumunda kalıcı diş eti çekilmesi ve alveolar kemik kaybı olarak görülebilir.

Gingival retraksiyon ajanları da yan etkilere neden olur (280). Özellikle önemli olan, lokal dokular, potansiyel sistemik etkiler, ölçü materyalleri ve adeziv materyaller ve prosedürlerle ilişkili davranışlarıdır. Daha önce belirtildiği gibi, kan basıncının ve kalp atış hızının yükselmesine ve bunun sonucunda semptomlara neden olan epinefrin dışında hiçbir kimyasal retraksiyon ajanının sistemik etkisi yoktur. Çevredeki yumuşak dokular ve bunların hemostatik retraksiyon ajanlarına tepkisi ve uyumluluğu çeşitli çalışmalarda ele alınmıştır. Bu çalışmalar istisnasız olarak tüm retraksiyon ajanlarının, hatta düz retraksiyon kordlarının bile, sulküler epitelde inflamasyon veya deskuamasyon şeklinde bir dereceye kadar doku hasarına neden olduğunu ortaya koymuştur. Tüm vakalarda hasar geçici nitelikteydi ve 14 gün sonra tam iyileşme gösterdi (278–280,282,284,288,295–297). Farklı yazarlar, bir retraksiyon ajanının konsantrasyonunun pH değerini ve ağız ortamı üzerindeki etkisini nasıl etkilediğini değerlendirmiştir. Tüm çalışmalarda, en yüksek değerlerin 4,1 ile 7,4 arasında kaydedildiği semptomimetikler hariç, astringentlerin pH değerleri 0,7 ile 3,0 arasında değişmektedir. Daha düşük pH değerinin ve daha uzun maruz kalma süresinin doku hasarının artmasına neden olduğu ve bu nedenle semptomimetiklerin periodontal, dişeti ve ağız sağlığını korumak için gelecekte daha fazla dikkate alınması gerektiği sonucuna varmak mümkündür (10,11,298). Sadece konsantrasyon ve maruz kalma süresinin değil, aynı zamanda jellerin solüsyonlardan daha az sitotoksik hasar göstermesi nedeniyle ajanın formunun da hücre sağkalımı üzerinde önemli bir etkisi olduğu görülmektedir; bunun nedeni jellerin dişeti dokularına daha hassas bir şekilde yerleştirilmesi ve böylece maruz kalma alanının azaltılması olabilir (279).

Literatürden anlaşılmaktadır ki, epinefrinin kanama durdurucu etkisi her ne kadar yüksek olsa da göz ardı edilemeyecek sistemik ve lokal yan etkilerinden dolayı çalışmamızda kullanılmamıştır. Onun yerine Donovan ve Hansen'in de belirttiği gibi (42,289) en sık tercih edilen solüsyonlar olan $AlCl_3$ ve Ferrik Sülfat kullanılmıştır.

Son zamanlarda özellikle servikal restorasyonlarda dentin bonding üzerine yapılan vurgu, dişeti retraksiyonunun ne kadar kritik olduğuna daha fazla dikkat çekmiştir. Dişeti retraksiyon sıvılarının çevredeki yumuşak doku üzerindeki lokal etkileri hakkında geniş bilgi mevcuttur, ancak bu sıvıların diş dokusu üzerindeki etkileri hakkında çok az şey bilinmektedir. Land ve ark.'na (11) göre dişeti retraksiyon sıvıları, hazırlanmış dentin yüzeylerini yanlışlıkla kontamine edebilir. Bu sebeple birlikte kontaminasyon sonucu ölçü alımı sırasında dentin tübüllerine ölçü penetrasyonun etkileneceği düşünülerek çalışmamızda retraksiyon sıvıları grupları eklenmiştir.

Klinik bir durumda temas süresi diş hekiminin tercihine ve sağlanacak spesifik tedaviye bağlı olarak değişir. İntrasülküler uygulamada 1-10 dakika veya daha uzun süre kullanılması savunulmaktadır (73). Yakın zamanda yapılan çalışmalar, yaygın olarak kullanılan sıvıların çoğunun asidik olduğunu ve pH değerlerinin 0,8 ila 3,2 arasında değiştiğini göstermiştir (10). Bir SEM çalışmasında Land ve ark. (11) hazırlanan dentin yüzeylerinin %15,5 Ferrik Sülfata 5 dakika maruz kaldıktan sonra ileri derecede aşınmış görüldüğünü bildirmiştir. Bu sonuç, çalışmamızdaki SEM görüntüleriyle uyumludur.

Bertolotti (299), Ferrik Sülfatın bonding restorasyonların bazı klinik debonding vakalarından sorumlu olabileceğini öne sürmüştür ancak doğrudan fiziksel kanıt sunmamıştır. Dentine adeziv uygulamaya yönelik mevcut yaklaşımların çoğu, smear tabakasını kaldırmak veya değiştirmek ve mikro gözenekli bir yüzey oluşturmak için dentin yüzeylerinin asidik işlemine dayanmaktadır (9). Yaygın olarak kullanılan bir asit olan %35 fosforik asit, smear tabakasını tamamen kaldırabilir ve dentin tübüllerini genişletebilir. Bu bulgu çalışmamızda asidik pH'lı retraksiyon sıvılarının dentin tübüllerini genişleterek ölçü maddesi penetrasyonunu arttıracak bilgisi desteklemektedir.

Rezin materyallerin asitle aşındırılmış dentine bağlanması, dentin tübülleri içinde rezin tag oluşumu (300) ve yüzeysel demineralize dentinde, hidrofilik monomerlerin polimerizasyondan önce mikro gözenekli intertübüler dentine nüfuz ettiği hibrit bir tabaka oluşumu ile açıklanmıştır (93). Dentin yüzeyinin kapsamlı bir şekilde anlaşılmasını sağlamak için genellikle birkaç yöntem kullanmak gerekir, çünkü farklı yöntemler tarafından sağlanan bilgiler genellikle birbirini tamamlayıcı niteliktedir. Gwinnett'e göre (301) SEM ve EDX'in kullanılmaya başlanması, teknolojik bir ilerlemeye işaret etmektedir. Ayrıca, mikroskobik detayların nispeten yüksek çözünürlüğünün geniş bir alan derinliği ile

birleştiginde SEM ve EDX'i yüzey morfolojisini detaylandırmak ve yüzey bileşimini tanımlamak için ideal hale getirdiğini bildirmiştir.

Ayo-Yusuf ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (302) Hemodent (HMDT-%21.3 $AlCl_3$ içerikli), Astringedent (AST-%15.5 Ferrik Sülfat içerikli) ve Ultradent (ULTB-%25 $AlCl_3$ ile tamponlanmış) ticari isimli üç dişeti retraksiyon ajanının kullanıldığı gruplar, bu ajanlara ayrı ayrı fosforik asit uygulandığı gruplar ve kontrol grubu bulunmaktadır. Örnekler SEM analizi ile incelenmiştir. Ayrıca, ek olarak fosforik asit ile muamele edilenler ve kontrol örnekleri de dahil olmak üzere, 5 dakika boyunca üç dişeti retraksiyon sıvısına maruz bırakılan dentin örneklerinin EDX analizi de değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarında kontrol numunesinde smear tabakası görülmüştür. Sadece %35 fosforik asit ile 20 saniye muamele edilen örneklerde smear tabakası olmadığı tespit edilmiştir. SEM gözlemleri, kullanılan üç dişeti retraksiyon sıvısının orijinal smear tabakasını büyük ölçüde kaldırdığını, ancak dentin tübüllerinin tıkalı kaldığını ortaya koymuştur. Çelişkili bir sonuç olarak çalışmamızda özellikle $AlCl_3$ grubundaki dentin tübülleri açık görülmektedir. Bu durumun sebebi uygulanan solüsyonlarının konsantrasyon farkı ve uygulama süresinden kaynaklı olabilir. Üç dişeti retraksiyon sıvısından herhangi birine 1 veya 2 dakika boyunca maruz kalan dentin yüzeylerinin amorf yüzey tabakası ile kaplandığı görülmüştür. AST'ye 5 dakika maruz kaldıktan sonra bile benzer bir gözlem kaydedilmiştir. Bu gözlem çalışmamızdaki Ferrik Sülfat grubunun SEM görüntüleriyle uyumludur. En çarpıcı SEM gözlemi, asitle aşındırmadan önce 1 ve 2 dakika boyunca Ferrik Sülfata maruz bırakılan örneklerin dentin tübüllerinin çoğunu tıkadığı görülen kristalin çökeltilerin varlığıydı. Bu görüntü bizim çalışmamızda da gözlemlenmiştir. Ferrik Sülfat ile muamele edilen örneklerde yüzeyin daha pürüzlü ve çökeltilere sahip olduğu görülmüştür (302).

Klinisyenlerin, dentine bağlanmaya dayanan restorasyonları yerleştirmeyi planladıklarında, çeşitli tedavilerin ardından dentin bileşiminde ve mikro yapısında meydana gelen olası değişiklikleri fark etmeleri giderek daha önemli hale gelmektedir. Bu çalışma, iki dişeti retraksiyon sıvısının hazırlanan dentin üzerindeki etkisine ve bu sıvıların IDS ile kombine şekilde uygulanarak ölçü alınması sonrası diş yüzeyi üzerindeki etkisine dikkat çekmektedir. Düşük vakumlu yarı kantitatif EDX analizi, minimum numune hazırlama avantajı ile nispeten hızlı ve tahribatsız bir teknik olarak kabul edilmiştir. Bununla birlikte, SEM için faydalı bir tamamlayıcı test olarak hizmet etmiştir. Ayo-Yusuf ve Gwinnett'in yaptığı çalışmalar örnek alınarak (301,302) çalışmamızda rastgele bölgelerden alınan EDX ile polivinil siloksan ölçü maddesi içerisinde bulunan silisyum gösterilmektedir.

Elde edilen EDX verileri, işlem görmemiş kontrol dentin yüzeylerinin element bileşiminin dentin için bildirilen teorik element bileşimi ile büyük ölçüde uyumlu olduğunu gösterirken, C ve O konsantrasyonlarında beklenen %10-20 enstrümental hatanın üzerindeki değişim, örneklerin nispeten susuz durumuna bağlanabilir. Bu çalışmada kullanılan iki dişeti retraksiyon sıvısının pH'ı düşüktü (1,3 ile 1,7 arasında). Bu bulgu önceki raporlarla yakın bir uyum içindedir (10,11).

Land ve ark. (11) dişeti retraksiyon sıvılarının yüksek asiditesinin tek başına otomatik olarak diş yapısının aşınmasına neden olmayabileceğini belirtmiştir. Çalışmamızdaki bu iki asidik retraksiyon solüsyonunun yüzeyi tamamen aşındırmadan sadece smear tabakasını kaldırarak dentin tübüllerinin daha belirgin ve daha geniş olmasına yol açabileceği düşünülmektedir.

Ayo-Yusuf ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadaki bulgular (302), bir bonding prosedürü sırasında dentin yüzeylerinin gingival retraksiyon sıvılarından herhangi birine uzun süre maruz kalmasının, bonding ajanının bağlanmasını etkileyebileceğini göstermektedir. Yapmış olduğumuz çalışmadaki bulgularda retraksiyon solüsyonu kontaminasyonu sebebiyle ölçü maddelerinin dentin tübüllerine penetrasyonun artması adeziv simantasyon prosedürünü olumsuz etkileyeceği düşünüldüğünden bu sonucu destekler niteliktedir.

Hastaların ömrünün uzadığı bir popülasyonda, optimal fonksiyon ve estetiğin yanı sıra restorasyonların uzun ömürlülüğü de son derece önemlidir (303,304). Çok sayıda malzemenin ve yeni teknolojilerin kullanılması sayesinde, zarar görmüş dişlerin restorasyon olanakları yıllar geçtikçe büyük ölçüde artmıştır (103,305). Bunların her birinin, malzemelerin kendine özgü özellikleri ve kullanım protokolleri ile ilgili avantaj ve dezavantajları vardır (101,102). Doğal dişlerle desteklenen restorasyonlar konusunda, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerden, metal alaşımlarına ve inley, onlay, kaplama ve kron gibi direkt ve indirekt restorasyonların üretiminde kullanılan seramik malzemelere kadar farklı olasılıklar mevcuttur. Cam-seramik ve kompozit rezinlerin kullanımı, mine ve dentine adezyon yeteneklerinden dolayı minimal invaziv preparasyon prosedürlerine olanak sağlar (306). Bu restorasyonların uzun ömürlülüğü, doğru yapıştırma prosedürleri ve kalan dişin miktarı ve kalitesi ile belirlenir. Yapışkan restorasyon materyallerinin dezavantajları arasında diş eti sıvısı, tükürük ve kana karşı hassas olmaları yer almaktadır (14). Yapışma aşaması sırasında restorasyon malzemelerinin bu sıvılarla kirlenmesi bakteri sızıntısına, post

op hassasiyete, tekrarlayan çürüklere, renk bozulmasına ve restorasyonun başarısız olmasına yol açabilir (15). Bu nedenle, yapıştırma işlemi sırasında kontaminasyon kontrolü, stabil bir yapışma elde etmek için önemli bir faktördür (16). Dentinin, mine ile karşılaştırıldığında daha yüksek organik ve su içeriğine sahip, daha heterojen bir substrata sahip olması nedeniyle, bağlanması gerçekten karmaşıktır (14-16,107,307). İndirekt estetik restorasyonlar için geleneksel teknik olan gecikmiş dentin kapatma tekniği (DDSt) olarak adlandırılan, nihai restorasyonun konumlandırılmasından hemen önce dentin tübüllerinin kapatılmasından oluşur ve yıllar boyunca dentin tübüllerinin kapatılmasında en çok kullanılan teknik olmuştur (108). Geçici restorasyon aşamasında bakteri sızıntısı, simantasyon sonrası hassasiyet riski ve dentin bonding ajan tabakasının kalınlığı nedeniyle nihai restorasyonun tam oturmaması gibi bazı olumsuz yönler tanımlanmıştır (19,108,110,111). Diş preparasyonu sırasında dentin tübüllerinin açığa çıkması kaçınılmazdır ve açıldıklarında kimyasal, mekanik ve bakteriyel uyarıları pulpaya ileten kanallar gibi davranırlar (308). 1990'lı yılların başında bu sorunları önlemek için, ölçü alınmadan önce dişin hazırlanmasından sonra doğrudan yapıştırıcının uygulanmasını amaçlayan, IDS adı verilen bir teknik önerilmiştir (20). Yıllar boyunca, bu teknik kapsamlı bir şekilde araştırılmış ve adeziv sistemlerin yeni hazırlanmış dentine nasıl daha iyi bağlandığını, böylece dentin-pulpa kompleksini koruduğunu ve yapışma mukavemetini arttırdığını göstermiştir (108). IDS'nin bağlanma kuvvetini iyileştirmesi; pulpa koruması ve bakteriyel sızıntının önlenmesi, hassasiyetin azaltılması, hasta konforunun artırılması ve doku korunması gibi pek çok avantajı anlatılmıştır (20,108,110,111,306,308,309): IDS aynı zamanda kısa klinik kuronlar ve aşırı konik preparasyonlar için tutuculuğun artırılmasında da faydalı olabilir (119,310). Yapmış olduğumuz çalışmada dentin tübüllerine ölçü penetrasyonunun adeziv simantasyonu etkileyeceğini ve IDS'in tübül penetrasyonunu önleyerek bu etkiyi azaltacağını böylelikle adeziv simantasyonun başarısını arttıracığını düşünmekteyiz.

IDS Protokolü dört temel prensibe dayanır (110). İlk olarak; yeni kesilmiş, kontaminant içermeyen dentin, bonding için optimum substratı sağlar. Diğer her durumda bağlanma gücü düşük olacaktır (17,121). İkincisi, dentin bonding ajan (DBA) ve kompozit birlikte ışıqla sertleştirilirse, hibrit tabaka kompozitten veya restorasyon yerleştirmeden kaynaklanan basınç nedeniyle çökebilir (115,139). Bu nedenle, DBA'nın önceden sertleştirilmesi daha iyi bir bağlanma gücü sağlar. Üçüncü olarak, IDS ve restorasyonun gecikmeli yerleştirilmesi dentin bağının oklüzal kuvvetlerden ve kompozit büzülmesinden

arındırılmış bir ortamda olgunlaşmasını sağlar (124,311). Dördüncü olarak, IDS sıvı ve bakteri penetrasyonunu azaltır. Bu durum post op hassasiyetin azalmasını sağlar. Magne'ye göre (119,312), IDS'nin ilk adımı dentini mineden ayırmaktır. Bu amaçla, tüm diş yüzeyinde 2-3 saniyelik bir ön aşındırma yapılır. İyice durulandıktan sonra mine "donuk" bir görünüm kazanırken dentin daha "parlak" bir hal alır. Ardından, bir elmas frez (etch-and-rinse sistemlerinde) veya bir tungsten frez (self-etch sistemlerinde) kullanılarak, üzerine kalın bir DBA tabakası uygulanan ve üretici talimatlarına göre ışıkla polimerize edilen taze bir dentin tabakası ortaya çıkarılır. Çalışmamızda numuneler hazırlanırken Sinjari'nin (22) çalışmasında da kullandığı preparasyon şekli uygulanmıştır. Oklüzal mine horizontal olarak aşındırılarak dentin dokusu açığa çıkarılmıştır.

Rezinle kaplanan yüzeyin elastomerik ölçü materyalleri tarafından kontaminasyonu ile ilgili çeşitli sorunlar ortaya çıkmaktadır. Işıklı sertleşen DBA'lar yüzeysel bir OKT oluşturur (112). OKT kalınlığı ~40 µm'dir ve elastomerik ölçü materyallerinin polimerizasyonunu engelleyebilir (112,113).

Bu tabakayı azaltmak için alkol veya gliserin kullanılarak çeşitli teknikler tanımlanmıştır (111,313). Bizim çalışmamızda Nikaido (117) ve Santana'nın da (314) IDS için tercih ettiği Clearfil Se Bond kullanılmıştır. Bu çalışmaların sonuçlarına göre Clearfil Se Bond'un pulpayı irrite etmediği ve postoperatif hassasiyeti azalttığı, ayrıca bağ kuvvetini arttırdığı savunulmaktadır. Çalışmamızda düşük viskoziteye sahip bir adeziv olan Clearfil SE Bond kullanılmasının nedeni Magne'nin daha düşük viskoziteye sahip bir yapıştırıcının daha ince bir OKT katmanına sahip olduğunu gösterir bulgusu sebebiyledir (111).

Magne ve Nielsen (111) kullanılan DBA veya ölçü materyali türünden bağımsız olarak, daha fazla yüzey işlemi uygulanmadan IDS uygulanan örneklerde polimerizasyonun etkilendiğini göstermiştir. Bu bulgu bizim çalışmamızdaki IDS gruplarındaki yüzeyin daha az ölçü materyali kalıntısı içermesine ve bu ölçü materyali kalıntılarının IDS tabakasından dolayı dentin tübüllerine penetre olamamasına sebep olmuş olabilir. Bu bulgular, rezin materyalleri ve ölçü materyalleri arasında farklı etkileşim türleri gözlemleyen Ghiggi ve ark. nın (313) verileriyle uyumludur. Aynı zamanda Magne (111) çalışmasında ölçü malzemesinin küçük bir kısmının rezin malzemeleri üzerinde polimerize olmadan kaldığını göstermiştir. Bu sonuç da çalışmamızdaki IDS ile muamele edilmiş gruplarda dentin tübüllerine ölçü maddesi penetre olamasa da yüzeyinde neden az da olsa ölçü materyali kalıntısı görüldüğünü açıklamaktadır (111).

Polieter, hatalı ölçülerin (polimerize olmamış ölçü materyali, yapışma, yırtılma) yüksek oranda görülmesi nedeniyle IDS ile önerilmemiştir. Bu bulgular Khakiani ve arkadaşları (315) tarafından yapılan bir in vitro çalışma ile uyumludur. Bu sebebe dayanarak yapmış olduğumuz çalışmada PVS esaslı hidrofilik bir ölçü materyali tercih edilmiştir (315).

PVS ölçü materyali mükemmel elastik özelliği ve boyutsal stabilitesi nedeniyle popülerdir (172). Diğer elastomerlerle karşılaştırıldığında PVS iyi detay üretimi ve yüksek geri kazanım kapasitesine sahiptir (172). Çalışmamızda kullanılan PVS ölçü maddesi piyasaya sürülmüş ölçü maddeleri içinde en hidrofilik yapıda olanlardan biridir (316). Bu durum malzemenin dentin tübüllerine penetrasyonunu kolaylaştırmış olabilir.

Bildiğimiz kadarıyla, dentin tübüllerinin farklı ölçü maddeleri ile kontaminasyonu kabul edilen bir olgu olmasına rağmen, dentin tübüleri içindeki bu kontaminasyonun tanımlanması için daha önce herhangi bir çalışma yapılmamıştır (2,5,8). Birçok çalışma, rezin ve diş arasında iyi bir adezyon ve sonuç olarak iyi bir restorasyon için adeziv substratın kontamine olmamasının temel olduğunu göstermiştir. Kan, dişeti sıvısı, hemostatik sıvı, tükürük ve kayganlaştırıcı yağlar gibi ajanlar restorasyonların süresini olumsuz etkileyebilir ve bu da çürük, ayrılma, hassasiyet ve substratın pigmentasyonu ile ilişkilendirilebilir (5,8). Bu nedenle, mevcut çalışmanın sonuçları diş preparasyonundan hemen sonra kullanılan ölçü materyalinin bile dentin substratını nasıl kontamine edebileceğini göstermiştir.

Arora ve ark. nın (317) yaptığı SEM çalışmasında dentin yüzey morfolojisini görebilmek için $\times 2000$ ve $\times 5000$ magnifikasyon, rezin taglarının dentin tübüllerine penetrasyonunu görebilmek için $\times 1000$ magnifikasyon uygulamış ve önermiştir. Serafino ve ark. nın (318) ve Giannini ve ark. nın (319) yaptıkları başka bir çalışmada ise dentin tübüllerini görüntülemek için $\times 1000$ büyütme kullanılmıştır. Çalışmamızda görmek istediğimiz dentin tübül formasyonunu en rahat şekilde görüntüleyebilmek için yapılan çalışmaları da dikkate alarak $\times 1000$ büyütme uyguladık.

Çalışmamızdan elde edilen SEM görüntülerinde çatlamış diş numunelerindeki bulgular da mevcuttur. Bu çatlaklar SEM ile görüntü alma esnasında dişlere uygulanan vakumlama işlemi sırasında oluşmuş olabilir. Bu fikrimiz Sinjari'nin (22) yaptığı çalışmayla desteklenmektedir. Bruno Sinjari de (22) çalışmasında çatlamış yüzeylere penetre olan ölçü maddesi kalıntılarını göstermiştir.

Geçici ve daimi restorasyonun simantasyonundan sonra, hastanın termal ve kimyasal uyaranlara karşı kısa, keskin bir ağrı ile karakterize hoş olmayan bir semptom yaşaması

yaygındır (306). Bu etkiyi birkaç faktör açıklayabilir: hazırlık sırasında aşırı ısınma ve dehidrasyon, bakteriyel mikro sızıntı veya dentin tübüllerinden sıvı hareketi (320). Dentin aşırı hassasiyeti genellikle 24 ay içinde düzelmesine rağmen, (321) devam etmesi hastayı bunaltabilir ve klinisyenin itibarını riske atabilir. Hu ve Zhu (322) vital dayanak dişlerde üç üyeli tam kaplamalı restorasyonun simantasyonundan 1 hafta ve 1, 6, 12 ve 24 ay sonra bir hassasiyet değerlendirmesi yapmıştır. Simantasyondan 1 hafta ve 1 ay sonra IDS uygulanan hastalarda anlamlı bir iyileşme tespit etmiştir. IDS tekniğiyle sağlanan dentin tübüllerinin erken sızdırmazlığı, geçici aşamasında ve daimi simantasyon sonrasında hassasiyeti azaltıyor gibi görünmektedir. Bu, konforu ve tedavi memnuniyetini artırmak için umut verici bir stratejidir. Bu sebeple rutin klinik uygulamalarda IDS kullanımının artmasından dolayı, çalışmamızda da protetik uygulamaların önemli bir aşaması olan ölçü aşamasında IDS uygulamasının etkilerini görmek istedik.

IDS terimi hem araştırmacıları hem de klinisyenleri, indirekt restorasyonların devamlılığına ve geliştirilmesine katkı sağlayacak adeziv tekniklerin geliştirilmesi ve ayrıca yeni protokollerin araştırılması konusunda teşvik etmelidir. Bu konuda elde edilen in vitro sonuçlar, IDS tekniğinin tercih edilen adeziv stratejiden bağımsız olarak dentinin rezin bazlı restorasyonlara bağlanma kuvvetini geliştirdiğini, ek olarak daha az boşluk oluşumu, azalmış bakteri sızıntısı, azalmış dentin hassasiyeti, stressiz dentin bağlantısı ve marjinal uyumda iyileşme sağladığını göstermektedir. Bu nedenle IDS konusundaki klinik yaklaşımların da bu çerçevede yürütülmesi gerektiği önemli bir gerçektir.

Spohr ve ark'nın (310) tam kron preparatları üzerindeki IDS materyallerinin kalınlığını ve bunun güçlendirilmiş tam seramik kronun kırılma yükü üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada, Clearfil SE Bond'u IDS için kullandıkları gruplarda adeziv kalınlığın preparasyonun içbükey ve oklüzal kısımlarında daha yüksek çıktığını ve bu sonucun seramik kronların kırılma direncini arttırdığını bulmuşlardır. IDS'nin rezin siman kullanılarak dentine bağlanan indirekt restorasyonların bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırması restoratif materyalin kırılma dayanımının artmasına sebep olmuş olabilir. Bu bulguların sonucunda IDS'nin klinik uygulamada kullanımının artması ve farklı olumlu etkilerinin de olacağı beklendiğinden çalışmamızda IDS tekniğini kullanmayı tercih ettik. Çalışmamızdaki bulgulardan yola çıkarak, IDS uygulamasının dentin tübüllerine ölçü maddesi penetrasyonunu engelleyebileceği ve daha iyi bir hibrit tabakasının oluşumunu sağlayabileceği düşünülebilir.

Literatürden de anlaşıldığı üzere IDS ve bunun üzerine resin coating (rezin kaplama)(RC) yapma mantığının temeli aslında bağlantıyı kuvvetlendirmektir. Eğer IDS ve/veya RC yapılıyorsa (örneğin kron veya endokron yapmak için) bir diş preparasyonu yapılmıştır. İşte daimi restorasyonu yapana kadar geçen sürede bu çıplak dentin tübüllerinin içine ara seansta besin, mikroorganizma, geçici dolgu kalıntıları, silikon ölçü materyali kalıntıları, tükürük glikoproteinleri vb. yerleşmemesi için preparasyon biter bitmez hibrit tabakanın en başta yapılıp, dentinle ilk temasın bonding ajan olması sağlanmalıdır. Bu uygulama ileride uygulayacağımız yapıştırıcının bağlantısını kuvvetlendirirken aynı anda ara seanslarda hassasiyetin de azalmasını sağlar.

Çalışmamızda, dişleri prepare etmek için kullandığımız yöntem Magne ve Nielsen'un 2009 yılında (111) 2 farklı dentin bonding ajanı kullanılarak 2 farklı ölçü materyali ve rezinle kaplanmış diş yüzeyleri arasındaki olası etkileşimleri belirlemek için yaptıkları in vitro çalışmadaki gibidir. Magne ve Nielsen (111), çalışmalarında kronun oklüzal yarısını çıkardıktan sonra, düz orta koronal dentin yüzeyleri oluşturmuş ve pürüzsüz bir dentin yüzeyi elde etmişlerdir. Dişler 4 gruba ayrılmıştır: kontrol grubu (IDS uygulanmayan grup), IDS grubu, IDS/AB grubu (IDS'yi hava spreyi ile dağıttıkları grup) ve IDS/AB-P grubu (IDS+ hava spreyi+ polisaj) ve ardından PVS ve polieter ile ölçü almışlardır. Kullandıkları DBA'lar ise etch and rinse sistemine sahip olan Optibond FL ve bizim de çalışmamızda kullandığımız self etch sistemli Clearfil SE Bond'dur. Çalışmanın sonucunda IDS grubunda, kullanılan adeziv veya ölçü materyali türünden bağımsız olarak, tüm örneklerin yüzeyinde genellikle tüm preparasyon yüzeyini kaplayan polimerize olmamış ölçü materyali bulunmuştur. Bu sonuçtan şu çıkarımı yapmaktayız; klinisyenlerin IDS prosedürünü uygulamadan önce detaylı düşünceleri gereklidir. Yani hekim ya hastanın post op konforunu ve dentin tübüllerinin adeziv ajan ile tıkanığında dolayı dişin sağkalımını ve vitalitesini düşünecek ki bu durumda ölçü kalitesi düşmüş olacak, ya da tam polimerize olamayan ölçüyü göze alamayıp IDS prosedürünü uygulamayacak. Fakat bu durumda Magne ve Nielsen ölçünün türünün de önemli olduğunu şu sonuçlarla bildirmişlerdir: PVS ile birlikte Optibond FL, IDS grubuna benzer bir sonuç göstermiştir (tüm numunelerde polimerize olmamış ölçü materyali), ancak çok daha ince bir polimerize olmamış kalıntı sergilemiştir. Bununla birlikte, PVS ile hava spreyi uygulanan SE Bond hatasız ölçü oluşturmuştur. Polieter ile yapılan ölçülerin ardından, her iki hava spreyli yapıştırıcı da ölçü materyalinde bir miktar yapışma ve yırtılma göstermiştir. Bu durum polieterin rijit yapısından kaynaklı olabilir. IDS/AB-P grubunda, ilave pomzalama adımı

hava spreyli SE Bond'un yüzeyini hafifçe yumuşatmış ve Optibond FL'nin yüzeyini daha da yumuşatmıştır. Her iki pomzalanmış yüzey de PVS ile ideal ölçüler oluşturmuştur. Buna karşın, her iki adeziv da polieter ile ölçü alınmadan önce pomzalandığında yüksek sıklıkta yırtık yapışıklıklar sergilemiştir. PVS ile ölçü alındıktan sonra bu tür yapışıklıklara rastlanmamıştır. Bu sebep de çalışmamızda PVS ölçü materyali kullanmamızdaki etkenlerden biridir.

Magne'nin çalışmasının sonuçlarına devam edecek olursak (111); IDS/AB grubunda, hava spreyinin etkisi Optibond FL ve Clearfil SE Bond arasında belirgin şekilde farklı çıkmıştır. Optibond FL hava spreyi sonrası pürüzsüz bir rezin kaplama bırakırken, SE Bond daha fazla yüzey düzensizliği ile karakterize edilmiştir. SE Bond uygulayıp aldığımız SEM görüntülerindeki yüzey düzensizliği bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur. Ek olarak, Ferrik Sülfatın yüksek asiditesini de göz önünde bulundurduğumuzda yüzeyi en düzensiz grubumuzun IDS+Ferrik Sülfat grubu olması doğaldır. Magne ve Nielsen'un bu çalışmasıyla (111) bizim çalışmamızı harmanlayacak olursak şu sonuçları çıkarabiliriz: klinisyen, preparasyondan sonra uygulamayı düşündüğü prosedüre göre yüzey işlemlerini belirlemeli ve kullanacağı ölçü malzemesini buna göre seçmelidir. Örneğin IDS prosedürü uygulanacaksa Clearfill SE Bondu hava spreyiyle uygulayıp PVS ölçü kullanılabilir veya kullanacağı adezivden bağımsız olarak hava spreyi+pomzalama yapıp yine PVS ölçüyü tercih edebilir.

Sinjari yaptığı çalışmada (22) ölçü alma aşamasında ölçü kaşığı kullanmayarak basınçsız bir şekilde ölçü almasına rağmen silikon ölçü materyalinin dentin tübüllerine nüfuzunu net bir şekilde göstermiştir. Biz de çalışmamızda herhangi bir basınç etkeni olmadan ölçü malzemesinin dentin tübülleri ile penetrasyonunu göstermekteyiz.

Y.X.Pan ve ark.nın (323) yaptıkları çalışmada intrapulpal basıncı taklit ettikleri ve etmedikleri iki çalışma grubu oluşturmuşlardır. İntrapulpal basıncı taklit ettikleri grupta dentin tübüllerine rezin geçirgenliği, intrapulpal basıncın olmadığı gruba göre daha hızlı olduğu ve her iki grupta da dentin-siman arayüzünde rezin tag oluşumu görülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Bu sebepten dolayı çalışmamızda intrapulpal basıncı taklit eden bir sistem uygulamadık.

Bu çalışmanın en büyük limitasyonu dentin sıvısının ve pulpa basıncının olmamasıyla ilgilidir. Her ne kadar in vivo pulpa basıncı 14,1 cm H₂O olarak bildirilmiş olsa da (324), bu değer ölçü materyalinin dentin tübüllerine nüfuz etmesini önlemek için hala çok

düşük olabilir. Bu fenomenin tam önemini açıklığa kavuşturmak için simüle edilmiş pulpa basıncı ile daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında molar ve premolar dişler okluzal minesinden dentin yüzeyine kadar aşındırıldıktan sonra rastgele 6 gruba ayrılmıştır. Ölçü alımı öncesinde retraksiyon solüsyonu kontaminasyonu ve IDS uygulanmasının, ölçü materyali ve dentin tübülleri arasındaki etkileşiminin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılabilir:

1. Ferrik Sülfat grubunun yapılan fraktal ve öklit analizinde en yüksek değerlere sahip olduğunu göstermiş olup ölçü materyalinin dentin tübülleri en fazla penetre olduğu grup olarak tespit edilmiştir.

2. Ferrik Sülfat ile muamele edilen örneklerde yüzeyin daha pürüzlü ve çökeltilere sahip olduğu görülmüştür.

3. IDS uygulanan gruplarda dentin tübüllerinin tıkanmış ve sadece adeziv ajan üzerinde kalan ölçü materyali kalıntıları görülmüştür.

4. SEM görüntülemesi alındığı sırada cihazın vakumlama etkisiyle IDS uygulanmayan gruplardaki dişlerde oluşan çatlakların görüntülerinde ölçü materyalinin dentin tübüllerinin derinliklerine kadar uzandığı teyit edilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre diş preparasyonu gerektiren herhangi bir işlemden, preparasyondan hemen sonra ve ölçü alımından önce IDS tekniğinin kullanılıp dentinin adeziv materyal ile örtülmesi önerilmektedir. Ayrıca bu aşamada oluşan OKT'nin bağlanmaya olumsuz etkisinin olduğu bilindiğinden bu tabakanın mümkün olduğu kadar inceltmesi ya da kaldırılması tavsiye edilir.

Sonuç olarak, mevcut in vitro araştırmadaki veriler, ölçü materyallerinin ölçü prosedürleri sırasında dentin tübüllerinin içine nüfuz edebileceğini ve hapsolmuş halde kalabileceğini göstermiştir. Bu durum, adezyon üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olabilir ve dolayısıyla bu çalışma, adeziv restorasyonlar için IDS prosedürünün kullanılmasını güçlü bir şekilde desteklemektedir.

Bildiğimiz kadarıyla ölçü alımı aşamasında preparasyon marjininin net kaydı için kullanılan retraksiyon solüsyonlarının dentin tübülleri olan etkisi sebebiyle ölçü malzemesinin dentin tübülleri penetrasyonunun olup olmadığı hakkında literatürde

herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda l alma aşamasında dentin tübüllerine ölçü materyali penetrasyonu net bir şekilde görülmekte olup bu sonucun bağlanma dayanımına etkisi çalışma dışı bırakılmıştır. Bu limitasyonun klinik uygulamalara ışık tutması ve literatürde bu konuyla ilgili sayıca az bulunan çalışmaların artmasına yol gösterici olması beklenmektedir.

KAYNAKLAR

1. Demarco FF, Collares K, Coelho-de-Souza FH, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, et al. Anterior composite restorations: A systematic review on long-term survival and reasons for failure. *Dent Mater.* 2015 Oct;31(10):1214–24.
2. Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability: effects of crown preparation. *Int J Prosthodont.* 1991;4(3):219–25.
3. Gijsbers K, Nicholson F. Experimental pain thresholds influenced by sex of experimenter. *Percept Mot Skills.* 2005 Dec;101(3):803–7.
4. Love RM, Jenkinson HF. Invasion of dentinal tubules by oral bacteria. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2002;13(2):171–83.
5. Kilic K, Arslan S, Demetoglu GA, Zararsiz G, Kesim B. Do blood contamination and haemostatic agents affect microtensile bond strength of dual cured resin cement to dentin? *J Appl Oral Sci.* 2013;21(1):85–91.
6. Tabassum S, Adnan S, Khan FR. Gingival Retraction Methods: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics.* 2017 Dec 28;26(8):637–43.
7. Ayo-Yusuf OA, Driessen CH, Botha AJ. SEM-EDX study of prepared human dentine surfaces exposed to gingival retraction fluids. *J Dent.* 2005;
8. Faus-Matoses I, Solá-Ruiz F. Dental preparation with sonic vs high-speed finishing: analysis of microleakage in bonded veneer restorations. *J Adhes Dent.* 2014 Feb;16(1):29–34.
9. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent.* 1992;17(6):229–42.
10. Woody RD, Miller A, Staffanou RS. Review of the pH of hemostatic agents used in tissue displacement. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1993.
11. Land MF, Rosenstiel SF, Sandrik JL. Disturbance of the dentinal smear layer by acidic hemostatic agents. *J Prosthet Dent.* 1994;

12. O'Keefe KL, Pinzon LM, Rivera B, Powers JM. Bond strength of composite to astringent-contaminated dentin using self-etching adhesives. *Am J Dent.* 2005 Jun;18(3):168–72.
13. Kuphasuk W, Harnirattisai C, Senawongse P, Tagami J. Bond strengths of two adhesive systems to dentin contaminated with a hemostatic agent. *Oper Dent.* 2007;32(4):399–405.
14. Munaga S, Chitumalla R, Kubigiri SK, Rawtiya M, Khan S, Sajjan P. Effect of saliva contamination on the shear bond strength of a new self-etch adhesive system to dentin. *J Conserv Dent.* 2014 Jan;17(1):31–4.
15. Hitmi L, Attal JP, Degrange M. Influence of the time-point of salivary contamination on dentin shear bond strength of 3 dentin adhesive systems. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):219–32.
16. Mojon P, Kaltio R, Feduik D, Hawbolt EB, MacEntee MI. Short-term contamination of luting cements by water and saliva. *Dent Mater.* 1996 Mar;12(2):83–7.
17. Paul SJ, Schärer P. The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1997 Dec;17(6):536–45.
18. Terata R. Characterization of enamel and dentin surfaces after removal of temporary cement--study on removal of temporary cement. *Dent Mater J.* 1993 Jun;12(1):18–28.
19. Watanabe EK, Yamashita A, Imai M, Yatani H, Suzuki K. Temporary cement remnants as an adhesion inhibiting factor in the interface between resin cements and bovine dentin. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):440–52.
20. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner JA, Pashley DH, Caughman WF. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Oper Dent.* 1992;17(1):13–20.
21. Acar O, Erkut S, Lakshmipathy M. Surface detail reproduction under simulated pulpal pressure: a 3-dimensional optical profilometer and scanning electron microscopy evaluation. *J Prosthet Dent.* 2012 Aug;108(2):102–13.
22. Sinjari B, D'Addazio G, Xhajanka E, Caputi S, Varvara G, Traini T. Penetration of Different Impression Materials into Exposed Dentinal Tubules during the Impression Procedure. *Materials (Basel).* 2020 Mar;13(6).

23. Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355–62.
24. Sturdevant J PD. Regional dentin permeability of class 1 and 2 cavity preparations. 1988;
25. Magne P, Douglas WH. Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int J Prosthodont.* 1999;12(2):111–21.
26. C. H. Land. Porcelain dental art [microform] : the new process of restoring decayed and defective teeth to their original appearance in shape, size and color.
27. Shillingburg HT HSWLJRBS. Diş preparasyon esasları. Sabit protezin temelleri. 2010;
28. Shillingburg HT SD& SSE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 2012;
29. Smyd ES. Advanced Thought in Indirect Inlay and Fixed Bridge Fabrication. *The Journal of the American Dental Association.* 1944 Jul;31(13):913–24.
30. Aherne T NC. Aesthetic rehabilitation of discolored dentition with metal-ceramic restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999;
31. Goodacre CJ, Campagni W V, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001 Apr;85(4):363–76.
32. Tiu j. Tooth Preparation – measuring, understanding, and reporting tooth preparation and its influence on fracture of all-ceramic crowns.
33. el-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. 3. The concept of the geometry of proximal margins. *J Prosthet Dent.* 1969 Sep;22(3):333–45.
34. Jalalian E, Rostami R, Atashkar B. Comparison of chamfer and deep chamfer preparation designs on the fracture resistance of zirconia core restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2011;5(2):41–5.
35. Cihan Barışgan. Sabit Protezlerde Başarısızlık Nedenler. 2019.

36. Fredeani M. BG. Esthetic Rehabilitation In Fixed Prosthodontics. 2008;
37. Gürhan Çağlayan. Periodontoloji. 2010.
38. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and Relations of the Dentogingival Junction in Humans. *J Periodontol.* 1961 Jul;32(3):261–7.
39. S S, Ma VS, Mi VS, F HG, M H. Gingival Retraction Methods for Fabrication of Fixed Partial Denture: Literature Review. *J Dent Biomater.* 2016 Jun;3(2):205–13.
40. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent.* 1996 Nov;76(5):466–71.
41. Thomas MS, Joseph RM, Parolia A. Nonsurgical gingival displacement in restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2011 Jun;32(5):26–34; quiz 36, 38.
42. Donovan TE, Gandara BK, Nemetz H. Review and survey of medicaments used with gingival retraction cords. *J Prosthet Dent.* 1985 Apr;53(4):525–31.
43. Baba NZ, Goodacre CJ, Jekki R, Won J. Gingival displacement for impression making in fixed prosthodontics: contemporary principles, materials, and techniques. *Dent Clin North Am.* 2014 Jan;58(1):45–68.
44. Land MF, Couri CC, Johnston WM. Smear layer instability caused by hemostatic agents. *J Prosthet Dent.* 1996 Nov;76(5):477–82.
45. Donaldson M, Goodchild JH. Local and systemic effects of mechanico-chemical retraction. *Compend Contin Educ Dent.* 2013 Sep;34 Spec No:1–7; quiz p8.
46. Mohan M. Pharmacological Agents in Dentistry: A Review. *Br J Pharm Res.* 2011 Jan 10;1(3):66–87.
47. Bader JD, Bonito AJ, Shugars DA. A systematic review of cardiovascular effects of epinephrine on hypertensive dental patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002 Jun;93(6):647–53.

48. Weir DJ, Williams BH. Clinical effectiveness of mechanical-chemical tissue displacement methods. *J Prosthet Dent.* 1984 Mar;51(3):326–9.
49. Polat NT, Ozdemir AK, Turgut M. Effects of gingival retraction materials on gingival blood flow. *Int J Prosthodont.* 2007;20(1):57–62.
50. Lev R, Clark RF. Visine overdose: case report of an adult with hemodynamic compromise. *J Emerg Med.* 1995;13(5):649–52.
51. Chaves C de AL, de Melo RM, Passos SP, Camargo FP, Bottino MA, Balducci I. Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(3):155–60.
52. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. Effects of saliva contamination on dentin bond strength using all-in-one adhesives. *J Adhes Dent.* 2006 Oct;8(5):311–8.
53. Raffaini MS, Gomes-Silva JM, Torres-Mantovani CP, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Effect of blood contamination on the shear bond strength at resin/dentin interface in primary teeth. *Am J Dent.* 2008 Jun;21(3):159–62.
54. Abdalla AI, Davidson CL. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am J Dent.* 1998 Dec;11(6):281–5.
55. de Carvalho Mendonça EC, Vieira SN, Kawaguchi FA, Powers J, Matos AB. Influence of blood contamination on bond strength of a self-etching system. *Eur J Dent.* 2010 Jul;4(3):280–6.
56. Kaneshima T, Yatani H, Kasai T, Watanabe EK, Yamashita A. The influence of blood contamination on bond strengths between dentin and an adhesive resin cement. *Oper Dent.* 2000;25(3):195–201.
57. Xie J, Powers JM, McGuckin RS. In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dent Mater.* 1993 Sep;9(5):295–9.
58. Zortuk M, Kilic K, Gurbulak AG, Kesim B, Uctasli S. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dent Mater J.* 2010 Aug;29(4):418–24.

59. Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müssig D. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur J Orthod.* 2007 Dec;29(6):559–63.
60. Johnson ME, Burgess JO, Hermes CB, Buikema DJ. Saliva contamination of dentin bonding agents. *Oper Dent.* 1994;19(6):205–10.
61. Ercan E, Erdemir A, Zorba YO, Eldeniz AU, Dalli M, Ince B, et al. Effect of different cavity disinfectants on shear bond strength of composite resin to dentin. *J Adhes Dent.* 2009 Oct;11(5):343–6.
62. Khoroushi M, Tavasoli M. The effect of trichloroacetic acid as a hemostatic and etching agent on the morphological characteristics and shear bond strength of resin composite to enamel. *Oper Dent.* 2010;35(2):187–93.
63. Trakyali G, Oztoprak MO. Plant extract ankaferd blood stopper effect on bond strength. *Angle Orthod.* 2010 May;80(3):570–4.
64. Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics 4th Edition.* Rosenstiel S, Land M, editors. Mosby Inc.;
65. Bowles WH, Tardy SJ, Vahadi A. Evaluation of new gingival retraction agents. *J Dent Res.* 1991 Nov;70(11):1447–9.
66. Feng J, Aboyoussief H, Weiner S, Singh S, Jandinski J. The effect of gingival retraction procedures on periodontal indices and crevicular fluid cytokine levels: a pilot study. *J Prosthodont.* 2006;15(2):108–12.
67. Tarighi P, Khoroushi M. A review on common chemical hemostatic agents in restorative dentistry. *Dent Res J (Isfahan).* 2014 Jul;11(4):423–8.
68. Baharav H, Kupersmidt I, Laufer BZ, Cardash HS. The effect of sulcular width on the linear accuracy of impression materials in the presence of an undercut. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):585–9.
69. Gupta G SKM, RH et al. *Astringents in dentistry : a review.* 2012;

70. Sarmento HR, Leite FRM, Dantas RVF, Ogliari FA, Demarco FF, Faot F. A double-blind randomised clinical trial of two techniques for gingival displacement. *J Oral Rehabil.* 2014 Apr;41(4):306–13.
71. Jokstad A. Clinical trial of gingival retraction cords. *J Prosthet Dent.* 1999 Mar;81(3):258–61.
72. Prasad K, Hegde C, Agrawal G, Shetty M. Gingival displacement in prosthodontics: A critical review of existing methods. *Journal of Interdisciplinary Dentistry.* 2011;1(2):80.
73. Benson BW, Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffman WJ. Tissue displacement methods in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1986 Feb;55(2):175–81.
74. Rupali Kamath 1 Sarandha D.L, 2 Gulab Chand Baid3. *Advances in gingival retraction.*
75. Dayangaç B. *Kompozit Resin Restorasyonlar.*
76. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):677–94, vii.
77. Dayangaç B ÖG. *Diş hekimliğinde adezyon.*
78. Allen KW. *Theories of adhesion.*
79. Roberson Theodore M HHOSEJ. *Sturdevant’s Art and Science of Operative Dentistry.* 2006;
80. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials.* 1994;
81. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent.* 1992;Suppl 5:1–9.
82. Kiremitçi A GS. Dentinin ıslanma kritik yüzey gerilimi üzerinde dört dentin adezivin etkisi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 1998;
83. Nanci A. Dentin-pulp complex. . 2008. 191–238 p.

84. GUPTA Swati and PM. Dentin bonding agents: An overview. 2014;
85. Ilan Rotstein John I. Ingle. Ingle's Endodontics.
86. R L Bowen JDEDAHDWA. Smear layer: removal and bonding considerations.
87. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. Arch Oral Biol. 1996 May;41(5):401–12.
88. Susin AH, Vasconcellos WA, Saad JRC, Oliveira Junior OB de. Tensile bond strength of self-etching versus total-etching adhesive systems under different dentinal substrate conditions. Braz Oral Res. 2007 Mar;21(1):81–6.
89. Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. Biomaterials. 2003 Mar;24(6):1013–21.
90. Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. Ann Stomatol (Roma). 2017;8(1):1.
91. RÍZVÍ SPBMSDKAA. Dentin Bonding Agents–An Overview. Journal of Dental and Medical Sciences,. 2015;
92. VAN NOORT R. Introduction to Dental Materials. 2013;
93. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res. 1982 May;16(3):265–73.
94. Lin CP, Douglas WH. Structure-property relations and crack resistance at the bovine dentin-enamel junction. J Dent Res. 1994 May;73(5):1072–8.
95. Lin CP, Douglas WH, Erlandsen SL. Scanning electron microscopy of type I collagen at the dentin-enamel junction of human teeth. J Histochem Cytochem. 1993 Mar;41(3):381–8.
96. Magne P BU. Understanding the intact tooth and the biomimetic principle.

97. Magne P BU. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition—a biomimetic approach.
98. Magne P, Douglas WH. Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics. *J Esthet Dent.* 1999;11(1):5–15.
99. Moura FRR de, Romano AR, Lund RG, Piva E, Rodrigues Júnior SA, Demarco FF. Three-year clinical performance of composite restorations placed by undergraduate dental students. *Braz Dent J.* 2011;22(2):111–6.
100. Correa MB, Peres MA, Peres KG, Horta BL, Barros AD, Demarco FF. Amalgam or composite resin? Factors influencing the choice of restorative material. *J Dent.* 2012 Sep;40(9):703–10.
101. Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, et al. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dent Mater J.* 2016 Oct;35(5):748–55.
102. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29 Suppl 1:199–214.
103. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015 Jun;31(6):603–23.
104. van den Breemer CRG, Gresnigt MMM, Cune MS. Cementation of Glass-Ceramic Posterior Restorations: A Systematic Review. *Biomed Res Int.* 2015;2015:148954.
105. Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun;18 Suppl 3:193–204.
106. D’Arcangelo C, De Angelis F, D’Amario M, Zazzeroni S, Ciampoli C, Caputi S. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Oper Dent.* 2009;34(3):328–36.

107. Powers JM, Farah JW. Technique sensitivity in bonding to enamel and dentin. *Compend Contin Educ Dent*. 2010 Sep;31 Spec No:1–8; quiz 9.
108. Magne P, So WS, Cascione D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *J Prosthet Dent*. 2007 Sep;98(3):166–74.
109. Swift EJJ. Critical appraisal: immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2009;21(1):62–7.
110. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(3):144–54; discussion 155.
111. Magne P, Nielsen B. Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *J Prosthet Dent*. 2009 Nov;102(5):298–305.
112. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*. 1990 Oct;69(10):1652–8.
113. Erickson RL. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent*. 1989 Jul;2 Spec No:117–23.
114. Sinjari B, D'Addazio G, Murmura G, Di Vincenzo G, Semenza M, Caputi S, et al. Avoidance of Interaction between Impression Materials and Tooth Surface Treated for Immediate Dentin Sealing: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*. 2019 Oct;12(20).
115. Dietschi D, Herzfeld D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci*. 1998 Dec;106(6):1033–42.
116. Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar;89(3):275–81.
117. Jayasooriya PR, Pereira PNR, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(2):105–13; discussion 113.

118. Jayasooriya PR, Pereira PNR, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. The effect of a “resin coating” on the interfacial adaptation of composite inlays. *Oper Dent*. 2003;28(1):28–35.
119. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent*. 2005 Dec;94(6):511–9.
120. Okuda M, Nikaido T, Maruoka R, Foxton RM, Tagami J. Microtensile bond strengths to cavity floor dentin in indirect composite restorations using resin coating. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(1):38.
121. Paul SJ, Schärer P. Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *J Oral Rehabil*. 1997 Jan;24(1):8–14.
122. McCabe JF, Rusby S. Dentine bonding--the effect of pre-curing the bonding resin. *Br Dent J*. 1994 May;176(9):333–6.
123. Dietschi D, Monasevic M, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. *J Dent*. 2002;30(5–6):259–69.
124. Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, Lepe X. The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement. *J Prosthet Dent*. 2004 May;91(5):428–35.
125. Kosaka S, Kajihara H, Kurashige H, Tanaka T. Effect of resin coating as a means of preventing marginal leakage beneath full cast crowns. *Dent Mater J*. 2005 Mar;24(1):117–22.
126. Islam MR, Takada T, Weerasinghe DS, Uzzaman MA, Foxton RM, Nikaido T, et al. Effect of resin coating on adhesion of composite crown restoration. *Dent Mater J*. 2006 Jun;25(2):272–9.
127. Cagidiaco MC, Ferrari M, Garberoglio R, Davidson CL. Dentine contamination protection after mechanical preparation for veneering. *Am J Dent*. 1996 Apr;9(2):57–60.
128. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2005 Nov;26(33):6449–59.

129. Suh BI. Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16(5):316–23.
130. Papacchini F, Dall’Oca S, Chieffi N, Goracci C, Sadek FT, Suh BI, et al. Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *J Adhes Dent.* 2007 Feb;9(1):25–31.
131. Eliades GC, Caputo AA. The strength of layering technique in visible light-cured composites. *J Prosthet Dent.* 1989 Jan;61(1):31–8.
132. Förster S, Plantenberg T. From self-organizing polymers to nanohybrid and biomaterials. *Angew Chem Int Ed Engl.* 2002 Mar 1;41(5):689–714.
133. Ruyter IE. Unpolymerized Surface Layers on Sealants. *Acta Odontol Scand.* 1981 Jan 2;39(1):27–32.
134. Bergmann P, Noack MJ, Roulet JF. Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int.* 1991 Sep;22(9):739–44.
135. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent.* 2005;30(6):747–57.
136. Dumfahrt H, Schäffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *Int J Prosthodont.* 2000;13(1):9–18.
137. Friedman MJ. A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician’s observations. *Compend Contin Educ Dent.* 1998 Jun;19(6):625–8, 630, 632 passim; quiz 638.
138. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent.* 1999;24(3):147–55.
139. Dietschi D, Magne P, Holz J. Bonded to tooth ceramic restorations: in vitro evaluation of the efficiency and failure mode of two modern adhesives. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1995;105(3):299–305.

140. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res.* 1995 May;74(5):1168–78.
141. Paul SJ, Scharer P. Factors in dentin bonding. Part II: A review of the morphology and physiology of human dentin. *J Esthet Dent.* 1993;5(2):51–4.
142. Paul SJ, Scharer P. Intrapulpal pressure and thermal cycling: effect on shear bond strength of eleven modern dentin bonding agents. *J Esthet Dent.* 1993;5(4):179–85.
143. Reis A, Rocha de Oliveira Carrilho M, Schroeder M, Tancredo LLF, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent.* 2004;6(1):7–11.
144. Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000 Oct;20(5):440–57.
145. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil.* 1995 Jan;22(1):43–7.
146. Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr;48(2):vi–vii, 445–70.
147. Guiraldo RD, Borsato TT, Berger SB, Lopes MB, Gonini AJ, Sinhoreti MAC. Surface detail reproduction and dimensional accuracy of stone models: influence of disinfectant solutions and alginate impression materials. *Braz Dent J.* 2012;23(4):417–21.
148. Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *J Prosthet Dent.* 2005 Aug;94(2):112–7.
149. Raigrodski AJ, Dogan S, Mancl LA, Heindl H. A clinical comparison of two vinyl polysiloxane impression materials using the one-step technique. *J Prosthet Dent.* 2009 Sep;102(3):179–86.
150. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent.* 1992 May;67(5):583–9.

151. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent.* 2004 Nov;32(8):603–9.
152. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent.* 2000 Feb;83(2):161–5.
153. Morgano SM, Milot P, Ducharme P, Rose L. Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *J Prosthet Dent.* 1995 Apr;73(4):333–40.
154. Craig RG. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res.* 1988 Aug;2(1):51–64.
155. Chee WW, Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly(vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont.* 1989;2(4):368–70.
156. Idris B, Houston F, Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent.* 1995 Nov;74(5):535–41.
157. Lee IK, DeLong R, Pintado MR, Malik R. Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. *Oper Dent.* 1995;20(6):246–52.
158. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2008 Apr;99(4):274–81.
159. Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB. In vitro study of the number of surface defects in monophasic and two-phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent.* 1998 Jul;80(1):32–5.
160. Wassell RW, Barker D, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: try-in and cementation of crowns. *Br Dent J.* 2002 Jul;193(1):17-20,23-28.
161. D’Arcangelo C, Zarow M, De Angelis F, Vadini M, Paolantonio M, Giannoni M, et al. Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):615–24.

162. D’Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D’Amario M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clin Oral Investig.* 2012 Aug;16(4):1071–9.
163. German MJ, Carrick TE, McCabe JF. Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):951–6.
164. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont.* 2011 Feb;20(2):153–60.
165. Braden M. Dimensional stability of condensation silicone rubbers. *Biomaterials.* 1992 Jan;13(5):333–6.
166. Kess RS, Combe EC, Sparks BS. Effect of surface treatments on the wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent.* 2000 Jul;84(1):98–102.
167. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2004 Aug;92(2):151–4.
168. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.* 1998;11(3):219–23.
169. Clancy JM, Scandrett FR, Ettinger RL. Long-term dimensional stability of three current elastomers. *J Oral Rehabil.* 1983 Jul;10(4):325–33.
170. Lin CC, Ziebert GJ, Donegan SJ, Dhuru VB. Accuracy of impression materials for complete-arch fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1988 Mar;59(3):288–91.
171. Christensen GJ. What category of impression material is best for your practice? *J Am Dent Assoc.* 1997 Jul;128(7):1026–8.
172. Kenneth Anusavice. *Phillips’ Science of Dental Materials.* 11th ed. Philadelphia: Saunders Co; 2003.
173. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J.* 1998 Dec;43(6):428–34.

174. Robert G. Craig, PhD, John M. Powers P. Restorative Dental Materials [Internet]. 11th ed. Toronto: Copyright 2002 by Mosby, Inc; 2002. 53–65 p. Available from: <http://docshare03.docshare.tips/files/8430/84306995.pdf>
175. Panichuttra R, Jones RM, Goodacre C, Munoz CA, Moore BK. Hydrophilic poly(vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont*. 1991;4(3):240–8.
176. Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent*. 1991 Aug;66(2):157–64.
177. Pant R, Juszczak AS, Clark RKF, Radford DR. Long-term dimensional stability and reproduction of surface detail of four polyvinyl siloxane duplicating materials. *J Dent*. 2008 Jun;36(6):456–61.
178. Klooster J, Logan GI, Tjan AH. Effects of strain rate on the behavior of elastomeric impression. *J Prosthet Dent*. 1991 Sep;66(3):292–8.
179. Shen C: Impression materials.
180. Johnston JF, Phillips RW and Dykema RW. *Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics* Ed. 2, Philadelphia 1965; W. B. Saunders Company:5-6.
181. Craig RG, Urquiola NJ, Liu CC. Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Oper Dent*. 1990;15(3):94–104.
182. Williams PT, Jackson DG, Bergman W. An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1984 Jul;52(1):120–5.
183. Derrien G, Le Menn G. Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent*. 1995 Jul;74(1):1–7.
184. Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendresen MD. Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. *J Prosthet Dent*. 1981 Mar;45(3):329–33.

185. Giordano R 2nd. Impression materials: basic properties. *Gen Dent.* 2000;48(5):510-512,514,516.
186. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):629–42, vi.
187. McMurry J. *Fundamentals of Organic Chemistry.* 1998. 36–45 p.
188. McCabe JF, Carrick TE. Recording surface detail on moist surfaces with elastomeric impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2006 Mar;14(1):42–6.
189. Walker MP, Petrie CS, Haj-Ali R, Spencer P, Dumas C, Williams K. Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont.* 2005 Sep;14(3):158–63.
190. Pratten DH, Craig RG. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent.* 1989 Feb;61(2):197–202.
191. Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent.* 2003 Oct;90(4):354–64.
192. Peutzfeldt A, Asmussen E. Impression materials: effect of hydrophilicity and viscosity on ability to displace water from dentin surfaces. *Scand J Dent Res.* 1988 Jun;96(3):253–9.
193. Boening KW, Walter MH, Schuette U. Clinical significance of surface activation of silicone impression materials. *J Dent.* 1998;26(5–6):447–52.
194. Craig RG OWPJ. *Dental Materials. Properties and Manipulation .* 1996. 136–177 p.
195. Ritter A V, Swift EJJ. Medium-viscosity polyether impression material: a case report. *Compend Contin Educ Dent.* 2000 Nov;21(11):993–6, 998, 1000, passim; quiz 1006.
196. Chee WWL, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: A review of properties and techniques. *J Prosthet Dent.* 1992 Nov;68(5):728–32.
197. Balkenhol M, Haunschild S, Lochnit G, Wöstmann B. Surfactant release from hydrophilized vinylpolysiloxanes. *J Dent Res.* 2009 Jul;88(7):668–72.

198. Michalakis KX, Bakopoulou A, Hirayama H, Garefis DP, Garefis PD. Pre- and post-set hydrophilicity of elastomeric impression materials. *J Prosthodont.* 2007;16(4):238–48.
199. Boeckler AF, Stadler A, Setz JM. The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2005 Nov;6(4):26–37.
200. Martinez JE, Combe EC, Pesun IJ. Rheological properties of vinyl polysiloxane impression pastes. *Dent Mater.* 2001 Nov;17(6):471–6.
201. Zech J RB. Rheological properties of different type 3 PVS [sic] impression materials.
202. Braden M. Characterization of the Setting Process in Dental Polysulfide Rubbers. *J Dent Res.* 1966 Jul 8;45(4):1065–71.
203. Omori K, Arikawa H, Inoue K. An evaluation of elastomeric impression materials based on surface compressive strength. *J Oral Rehabil.* 2001 Apr 20;28(4):320–7.
204. Herfort TW, Gerberich WW, Macosko CW, Goodkind RJ. Viscosity of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 1977 Oct;38(4):396–404.
205. Lepe X, Johnson GH, Berg JC. Surface characteristics of polyether and addition silicone impression materials after long-term disinfection. *J Prosthet Dent.* 1995 Aug;74(2):181–6.
206. Lepe X, Johnson GH, Berg JC, Aw TC, Stroh GS. Wettability, imbibition, and mass change of disinfected low-viscosity impression materials. *J Prosthet Dent.* 2002 Sep;88(3):268–76.
207. *Viscoelastic Fluids: An Introduction to Their Properties and Behavior.* 1976. 76–77 p.
208. Little J. Dental Management of the Medically Compromised Patient.
209. Hondrum SO. Tear and energy properties of three impression materials. *Int J Prosthodont.* 1994;7(6):517–21.

210. de Camargo LM, Chee WW, Donovan TE. Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. *J Prosthet Dent.* 1993 Aug;70(2):114–7.
211. Bertschinger C, Paul SJ, Lüthy H, Schärer P. Dual application of dentin bonding agents: effect on bond strength. *Am J Dent.* 1996 Jun;9(3):115–9.
212. Kahn RL, Donovan TE. A pilot study of polymerization inhibition of poly (vinyl siloxane) materials by latex gloves. *Int J Prosthodont.* 1989;2(2):128–30.
213. Kahn RL, Donovan TE, Chee WW. Interaction of gloves and rubber dam with a poly(vinyl siloxane) impression material: a screening test. *Int J Prosthodont.* 1989;2(4):342–6.
214. Noonan JE, Goldfogel MH, Lambert RL. Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent.* 1985;10(2):46–8.
215. Reitz CD, Clark NP. The setting of vinyl polysiloxane and condensation silicone putties when mixed with gloved hands. *J Am Dent Assoc.* 1988 Mar;116(3):371–5.
216. Chee WW, Donovan TE, Kahn RL. Indirect inhibition of polymerization of a polyvinyl siloxane impression material: a case report. *Quintessence Int.* 1991 Feb;22(2):133–5.
217. Baumann MA. The influence of dental gloves on the setting of impression materials. *Br Dent J.* 1995 Aug;179(4):130–5.
218. Powers JM SR. *Impression materials.* 2006. 294–295 p.
219. Adabo GL, Zonarotti E, Fonseca RG, Cruz CA. Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 1999 May;81(5):621–4.
220. Phoenix RD. *Stewart’s Clinical Removable Partial Prosthodontics .* 2002. 162–167 p.
221. Johnson GH, Drennon DG, Powell GL. Accuracy of elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Am Dent Assoc.* 1988 Apr;116(4):525–30.
222. Cottone JA, Molinari JA. State-of-the-art infection control in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1991 Aug;122(8):33–41.

223. Hembree JHJ, Nunez LJ. Effect of moisture on polyether impression materials. *J Am Dent Assoc.* 1974 Nov;89(5):1134–6.
224. Neissen LC, Strassler H, Levinson PD, Wood G, Greenbaum J. Effect of latex gloves on setting time of polyvinylsiloxane putty impression material. *J Prosthet Dent.* 1986 Jan;55(1):128–9.
225. Chew CL, Chee WW, Donovan TE. The influence of temperature on the dimensional stability of poly (vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont.* 1993;6(6):528–32.
226. Wöstmann B. Zum gegenwärtigen stand der abformung in der zahnheilkunde.
227. BERNICK S, BAKER RF, RUTHERFORD RL, WARREN O. Electron microscopy of enamel and dentin. *J Am Dent Assoc.* 1952 Dec;45(6):689–96.
228. Brännström M, Gola G, Garberoglio R, Nordenvall KJ. [Study of dentin in initial caries with scanning microscopy]. *Odontostomatol Implantoprotesi.* 1980;(3):4–13.
229. KENNEDY JJ, TEUSCHER GW, FOSDICK LS. The ultramicroscopic structure of enamel and dentin. *J Am Dent Assoc.* 1952 Apr;46(4):423–31.
230. YASUZUMI G, OBATA Y. Electron microscopy of human dentin. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):808–13.
231. Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, et al. SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2004 Dec;37(12):832–9.
232. Lee CQ, Harandi L, Cobb CM. Evaluation of glass ionomer as an endodontic sealant: an in vitro study. *J Endod.* 1997 Apr;23(4):209–12.
233. Somma F, Cammarota G, Plotino G, Grande NM, Pameijer CH. The effectiveness of manual and mechanical instrumentation for the retreatment of three different root canal filling materials. *J Endod.* 2008 Apr;34(4):466–9.

234. Van Eldik DA, Zilm PS, Rogers AH, Marin PD. A SEM evaluation of debris removal from endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. *Aust Dent J*. 2004 Sep;49(3):128–35.
235. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J, Kheirieh S, Brink F. Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *J Endod*. 2009 Feb;35(2):243–50.
236. Baldissara P, Valandro LF, Monaco C, Ferrari M, Bottino MA, Scotti R. Fatigue resistance of the bond of a glass-infiltrated alumina ceramic to human dentin. *J Adhes Dent*. 2006 Apr;8(2):97–104.
237. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. *Int J Prosthodont*. 2007;20(4):419–22.
238. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*. 2006 Jul;32(7):675–9.
239. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *J Endod*. 2005 Jan;31(1):40–3.
240. Ounsi HF, Al-Shalan T, Salameh Z, Grandini S, Ferrari M. Quantitative and qualitative elemental analysis of different nickel-titanium rotary instruments by using scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. *J Endod*. 2008 Jan;34(1):53–5.
241. Prati C, Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S. Appearance of the root canal walls after preparation with NiTi rotary instruments: a comparative SEM investigation. *Clin Oral Investig*. 2004 Jun;8(2):102–10.
242. Gondim EJ, Gomes BPF de, Ferraz CCR, Teixeira FB, Souza-Filho FJ de. Effect of sonic and ultrasonic retrograde cavity preparation on the integrity of root apices of freshly extracted human teeth: scanning electron microscopy analysis. *J Endod*. 2002 Sep;28(9):646–50.
243. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008 Feb;35(2):116–22.

244. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract*. 2008 Feb;9(2):25–32.
245. Suppa P, Breschi L, Ruggeri A, Mazzotti G, Prati C, Chersoni S, et al. Nanoleakage within the hybrid layer: a correlative FEISEM/TEM investigation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005 Apr;73(1):7–14.
246. Sauro S, Watson TF, Tay FR, Chersoni S, Breschi L, Bernardi F, et al. Water uptake of bonding systems applied on root dentin surfaces: a SEM and confocal microscopic study. *Dent Mater*. 2006 Jul;22(7):671–80.
247. Guignes P, Calas P, Maurette A. [Interpretation of S.E.M. images using a treatment system and image analysis: preliminary study]. *Rev Fr Endod*. 1991 Sep;10(3):31–40.
248. Morgan AJ. X-ray microanalysis in electron microscopy for biologists. In 1985.
249. Pivovarova NB, Andrews SB. Measurement of Total Calcium in Neurons by Electron Probe X-ray Microanalysis. *Journal of Visualized Experiments*. 2013 Nov 20;(81).
250. Scimeca M, Orlandi A, Terrenato I, Bischetti S, Bonanno E. Assessment of metal contaminants in non-small cell lung cancer by EDX microanalysis. *European Journal of Histochemistry*. 2014 Sep 12;58(3).
251. Barba T, Wach J, Lustig S, Laurent F, Devouassoux-Shisheboran M, Valour F, et al. Metallosis-associated prosthetic joint infection. *Med Mal Infect*. 2015 Nov;45(11–12):484–7.
252. Khan H, Hurworth M, Kop A. Metallosis following a dual coat porous hydroxyapatite shoulder hemiarthroplasty. *J Orthop*. 2015 Dec;12(4):266–71.
253. Scimeca M, Giannini E, Antonacci C, Pistolese CA, Spagnoli LG, Bonanno E. Microcalcifications in breast cancer: an active phenomenon mediated by epithelial cells with mesenchymal characteristics. *BMC Cancer*. 2014 Dec 23;14(1):286.
254. Scimeca M, Pietroiusti A, Milano F, Anemona L, Orlandi A, Marsella LT, et al. Elemental analysis of histological specimens: a method to unmask nano asbestos fibers. *European Journal of Histochemistry*. 2016 Feb 1;60(1).

255. Güngör E, Yildirim D, Çevik R. Evaluation of osteoporosis in jaw bones using cone beam CT and dual-energy X-ray absorptiometry. *J Oral Sci.* 2016;58(2):185–94.
256. Sener E, Cinarcik S, Baksi BG. Use of Fractal Analysis for the Discrimination of Trabecular Changes Between Individuals With Healthy Gingiva or Moderate Periodontitis. *J Periodontol.* 2015 Dec;86(12):1364–9.
257. Geraets WG, van der Stelt PF. Fractal properties of bone. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000 May;29(3):144–53.
258. Mandelbrot B. How long is the coast of Britain? Statistical self-similarity and fractional dimension. *Science.* 1967 May;156(3775):636–8.
259. Borowska M, Szarmach J, Oczeretko E. Fractal texture analysis of the healing process after bone loss. *Comput Med Imaging Graph.* 2015 Dec;46 Pt 2:191–6.
260. Sánchez I, Uzcátegui G. Fractals in dentistry. *J Dent.* 2011 Apr;39(4):273–92.
261. Baksi BG, Fidler A. Fractal analysis of periapical bone from lossy compressed radiographs: a comparison of two lossy compression methods. *J Digit Imaging.* 2011 Dec;24(6):993–8.
262. Zeytinoğlu M, İlhan B, Dündar N, Boyacıoğlu H. Fractal analysis for the assessment of trabecular peri-implant alveolar bone using panoramic radiographs. *Clin Oral Investig.* 2015 Mar;19(2):519–24.
263. Kavitha MS, An SY, An CH, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, et al. Texture analysis of mandibular cortical bone on digital dental panoramic radiographs for the diagnosis of osteoporosis in Korean women. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2015 Mar;119(3):346–56.
264. Hwang JJ, Lee JH, Han SS, Kim YH, Jeong HG, Choi YJ, et al. Strut analysis for osteoporosis detection model using dental panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2017 Oct;46(7):20170006.
265. White SC, Rudolph DJ. Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999 Nov;88(5):628–35.

266. Leite AF, de Souza Figueiredo PT, Caracas H, Sindeaux R, Guimarães ATB, Lazarte L, et al. Systematic review with hierarchical clustering analysis for the fractal dimension in assessment of skeletal bone mineral density using dental radiographs. *Oral Radiol.* 2015 Jan 23;31(1):1–13.
267. Suer BT, Yaman Z, Buyuksarac B. Correlation of Fractal Dimension Values with Implant Insertion Torque and Resonance Frequency Values at Implant Recipient Sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(1):55–62.
268. Arsan B, Köse TE, Çene E, Özcan İ. Assessment of the trabecular structure of mandibular condyles in patients with temporomandibular disorders using fractal analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2017 Mar;123(3):382–91.
269. Paradowska-Stolarz A, Wieckiewicz M, Kozakiewicz M, Jurczyszyn K. Mechanical Properties, Fractal Dimension, and Texture Analysis of Selected 3D-Printed Resins Used in Dentistry That Underwent the Compression Test. *Polymers (Basel).* 2023 Apr 2;15(7):1772.
270. D’Addazio G, Artese L, Traini T, Rubini C, Caputi S, Sinjari B. Immunohistochemical study of osteopontin in oral squamous cell carcinoma allied to fractal dimension. *J Biol Regul Homeost Agents.* 2018;32(4):1033–8.
271. Baish JW, Jain RK. Fractals and cancer. *Cancer Res.* 2000 Jul 15;60(14):3683–8.
272. Sansare K, Singh D, Karjodkar F. Changes in the fractal dimension on pre- and post-implant panoramic radiographs. *Oral Radiol.* 2012 Mar 1;28(1):15–23.
273. La Forgia A. Tissue retraction for fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1961 May;11(3):480–6.
274. Nemetz H, Donovan T, Landesman H. Exposing the gingival margin: A systematic approach for the control of hemorrhage. *J Prosthet Dent.* 1984 May;51(5):647–51.
275. Wassell RW, Barker D, Walls AWG. Crowns and other extra-coronal restorations: Impression materials and technique. *Br Dent J.* 2002 Jun 29;192(12):679–90.
276. Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J, Wicckiewicz W. Chemical Retraction Agents – in vivo and in vitro Studies into their Physico-Chemical Properties, Biocompatibility with Gingival Margin Tissues and Compatibility with Elastomer Impression Materials. *Mini-Reviews in Medicinal Chemistry.* 2017 Feb 2;17(5):435–44.

277. Donovan TE, Chee WWL. Current concepts in gingival displacement. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr;48(2):433–44.
278. Fisher DW. Conservative management of the gingival tissue for crowns. *Dent Clin North Am.* 1976 Apr;20(2):273–84.
279. Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J, Choromanska A. Dynamic oxidoreductive potential of astringent retraction agents. *Folia Biol (Praha).* 2010;56(6):263–8.
280. Woycheshin FF. An evaluation of the drugs used for gingival retraction. *J Prosthet Dent.* 1964 Jul;14(4):769–76.
281. Howard E. Strassler. Tissue Management, Gingival Retraction and Hemostasis. Benco Dental CE Course.
282. Harrison JD. Effect of retraction materials on the gingival sulcus epithelium. *J Prosthet Dent.* 1961 May;11(3):514–21.
283. Azzi R, Tsao TF, Carranza FA, Kenney EB. Comparative study of gingival retraction methods. *J Prosthet Dent.* 1983 Oct;50(4):561–5.
284. Nowakowska D, Saczko J, Biezuńska-Kusiak K, Choromańska A, Dubińska-Magiera M, Ziętek M, et al. The influence of retraction agents on cytoskeleton reorganization and oxidative stress in primary human gingival fibroblasts (HGFs). *Arch Oral Biol.* 2014 Mar;59(3):341–8.
285. Felpel LP. A review of pharmacotherapeutics for prosthetic dentistry: Part I. *J Prosthet Dent.* 1997 Mar;77(3):285–92.
286. Shillingburg HT, Hatch RA, Keenan MP, Hemphill MW. Impression Materials and Techniques Used for Cast Restorations in Eight States. *The Journal of the American Dental Association.* 1980 May;100(5):696–9.
287. Ahmed SN, Donovan TE. Gingival displacement: Survey results of dentists' practice procedures. *J Prosthet Dent.* 2015 Jul;114(1):81-85.e2.
288. de Gennaro GG, Landesman HM, Calhoun JE, Martinoff JT. A comparison of gingival inflammation related to retraction cords. *J Prosthet Dent.* 1982 Apr;47(4):384–6.

289. Hansen PA, Tira DE, Barlow J. Current methods of finish-line exposure by practicing prosthodontists. *Journal of Prosthodontics*. 1999;
290. Nouri S, Sharif MR, Panahi Y, Ghanei M, Jamali B. Efficacy and Safety of Aluminum Chloride in Controlling External Hemorrhage: An Animal Model Study. *Iran Red Crescent Med J*. 2015 Mar 20;17(3).
291. Ultradent. Alles unter Kontrolle. Sulcus- fluid management: retraction .
292. Conrad HJ, Holtan JR. Internalized discoloration of dentin under porcelain crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2009 Mar;101(3):153–7.
293. van Waes HS. Die Pulpotomie in der Milchzahnendodontie.
294. Wiegand AH. Pulptomie im Milchzahngewebiss: Eine Standortbestimmung.
295. Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J, Choromanska A, Raszewski Z. Cytotoxic potential of vasoconstrictor experimental gingival retraction agents: in vitro study on primary human gingival fibroblasts. *Folia Biol (Praha)*. 2012;58(1):37–43.
296. Liu J, Zhang XM, Hao PJ, Hui M, Yu HY. [Comparison of cytotoxicity between chemical retraction agents on human gingival fibroblasts in vitro]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2009 Apr;27(2):202–5.
297. Akca EA, Yildirim E, Dalkiz M, Yavuzylmaz H, Beydemir B. Effects of different retraction medicaments on gingival tissue. *Quintessence Int*. 2006 Jan;37(1):53–9.
298. Danuta Nowakowska. Influence of the pH-level of different retraction medicaments on oral environment - In vitro study.
299. Bertolotti R. Adhesion Dentistry Newsletter. 1998;
300. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-Pressure Adhesion of a New Adhesive Restorative Resin. *J Dent Res*. 1979 Apr 9;58(4):1364–70.

301. Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl.* 1984;3:2–12.
302. Ayo-Yusuf OA, Driessen CH, Botha AJ. SEM–EDX study of prepared human dentine surfaces exposed to gingival retraction fluids. *J Dent.* 2005 Oct;33(9):731–9.
303. Burke FJT, Lucarotti PSK. Ten-year outcome of crowns placed within the General Dental Services in England and Wales. *J Dent.* 2009 Jan;37(1):12–24.
304. Sinjari B, D’Addazio G, Traini T, Varvara G, Scarano A, Murmura G, et al. A 10-year retrospective comparative human study on screw-retained versus cemented dental implant abutments. *J Biol Regul Homeost Agents.* 2019;33(3):787–97.
305. Olley RC, Andiappan M, Frost PM. An up to 50-year follow-up of crown and veneer survival in a dental practice. *J Prosthet Dent.* 2018 Jun;119(6):935–41.
306. van den Breemer CR, Özcan M, Pols MR, Postema AR, Cune MS, Gresnigt MM. Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning. *Int J Esthet Dent.* 2019;14(1):52–63.
307. Karl M. Outcome of bonded vs all-ceramic and metal- ceramic fixed prostheses for single tooth replacement. *Eur J Oral Implantol.* 2016;9 Suppl 1:S25-44.
308. SAHIN C, CEHRELI ZC, YENIGUL M, DAYANGAC B. <I>In vitro </I>permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. *Dent Mater J.* 2012;31(3):401–8.
309. Duarte S, de Freitas CRB, Saad JRC, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *J Prosthet Dent.* 2009 Jul;102(1):1–9.
310. Spohr AM, Borges GA, Platt JA. Thickness of immediate dentin sealing materials and its effect on the fracture load of a reinforced all-ceramic crown. *Eur J Dent.* 2013 Oct 26;07(04):474–83.
311. Patel P, Thummar M, Shah D, Pitti V. Comparing the Effect of a Resin Based Sealer on Crown Retention for Three Types of Cements: An In Vitro Study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society.* 2013 Mar 13;

312. Pascal Magne. IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations.
313. Ghiggi PC, Steiger AK, Marcondes ML, Mota EG, Burnett LH, Spohr AM. Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials? *Eur J Dent.* 2014;
314. Santana V, de Alexandre R, Rodrigues J, Ely C, Reis A. Effects of Immediate Dentin Sealing and Pulpal Pressure on Resin Cement Bond Strength and Nanoleakage. *Oper Dent.* 2016 Mar 1;41(2):189–99.
315. Verma P, Kumar V, Khakiani MI, Pandya H V, Nathani TI, Bhanushali N V. Effect of Immediate Dentin Sealing on Polymerization of Elastomeric Materials: An Ex Vivo Randomized Controlled Trial. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2019 Aug;12(4):288–92.
316. Erkut S, Can G. Effects of glow-discharge and surfactant treatments on the wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent.* 2005 Apr;93(4):356–63.
317. Arora R, Goswami M, Chaudhary S, Chaitra TR, Kishor A, Rallan M. Comparative evaluation of effects of chemo-mechanical and conventional caries removal on dentinal morphology and its bonding characteristics — An SEM study. *European Archives of Paediatric Dentistry.* 2012 Aug 30;13(4):179–84.
318. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Ultrasound Effects after Post Space Preparation: An SEM Study. *J Endod.* 2006 Jun;32(6):549–52.
319. Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent.* 2001;3(4):315–24.
320. Ferreira-Filho R, Ely C, Amaral R, Rodrigues J, Roulet JF, Cassoni A, et al. Effect of Different Adhesive Systems Used for Immediate Dentin Sealing on Bond Strength of a Self-Adhesive Resin Cement to Dentin. *Oper Dent.* 2018 Jul 1;43(4):391–7.
321. van den Bremer C, Gresnigt M, Özcan M, Kerdijk W, Cune M. Prospective Randomized Clinical Trial on the Survival of Lithium Disilicate Posterior Partial Crowns Bonded Using Immediate or Delayed Dentin Sealing: Short-term Results on Tooth Sensitivity and Patient Satisfaction. *Oper Dent.* 2019 Sep 1;44(5):E212–22.
322. Hu J, Zhu Q. Effect of immediate dentin sealing on preventive treatment for postcementation hypersensitivity. *Int J Prosthodont.* 2010;23(1):49–52.

323. Pan YX, Li XH, Tian FC, Wang XY. [Effect of intrapulpal pressure on the bonding strength of resin cement to dentin]. Beijing da xue xue bao Yi xue ban = Journal of Peking University Health sciences. 2019 Apr 18;51(2):321–6.
324. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. J Endod. 1995 Apr;21(4):191–4.