

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI REZİN SİMANLARIN KORONAL DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Merve KOZAN TUNCER

DİŞHEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL

2021-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI REZİN SİMANLARIN KORONAL DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

Merve KOZAN TUNCER

DİŞHEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından
TDH-2020-5440 proje numarası ile desteklenmiştir.

2021-ANTALYA

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, üniversite yıllarımda da öğrencisi olduğum değerli hocam Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı ve Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekan Yardımcısı Sayın Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL'e,

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunduğum yıllar boyunca bana her zaman anlayış gösteren ve her konuda desteğini esirgemeyen Sayın hocalarım Doç. Dr. Osman Tolga HARORLI ve Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR'a,

Tez dönemimde beni tecrübesiyle aydınlatan, deneyimlerini sonuna kadar bana aktaran, mesleki paylaşımlar dışında ahlakıyla hayatımda büyük yer edinen ve aynı zamanda jüri üyem olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Dilber BİLGİLİ CAN'a,

Motivasyonlarını her daim hissettiren beraber görev yaptığım asistan arkadaşlarım ve yardımcı personele,

Hayatımın her anında yanımda olup bana başarıma gücü veren sevgili eşim Enes TUNCER'e,

Beni her şartta en iyi koşullarda yetiştiren, hayatım boyunca beni sürekli destekleyerek bugünlere gelmemi sağlayan, çocukları olmaktan her zaman onur duyduğum sevgili annem Meryem KOZAN'a, canım babam Ali Rıza KOZAN'a ve hayatıma renk katan biricik kardeşim Ali KOZAN'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

FARKLI REZİN SİMANLARIN KORONAL DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı rezin simanların koronal dentine bağlanma dayanımlarında tükürük kontaminasyonunun etkisini in vitro olarak incelemektir.

Yöntem: Çürüksüz 36 adet insan molar dişi seçildi ve dişlerin 1/3 oklüzal üçlüsü kesilerek dentin yüzeyi açığa çıkarıldı. 5 farklı rezin siman (Fujicem Evolve, RelyX U200, G-Cem Veneer, Panavia V5, Panavia F 2.0) üretici firmanın talimatları doğrultusunda kullanılarak dişlere simante edildi. Dişler yapay tükürük kontaminasyonuna göre 2 ve yüzey işlemlerine göre 6 alt gruba ayrıldı (n=3). Mikrogerilme bağlanma dayanımı testi mikrotensil test cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Resin siman ile dentin arasındaki bağlantı ara yüzeyi dental loop ile incelendi ve kırılma tipleri belirlendi. Veriler varyans analizi (ANOVA) ile analiz edildi ve Tukey testi anlamlı farklılıkları tespit etmek için kullanıldı (p=0.05).

Bulgular: Tükürükle kontamine Fujicem Evolve grubu 0,97 MPa ile en düşük bağlanma dayanımını gösterdi. Bununla birlikte en yüksek bağlanma dayanım değerini 23,39 MPa ile kontamine olmayan Panavia V5 gösterdi. Fujicem Evolve, RelyX U 200 (Total Etch) ve Panavia V5 grubundaki örneklerin tükürük kontaminasyonu sonucu bağlanma dayanım değerlerindeki düşüş istatistiksel olarak anlamlıydı. Fujicem Evolve grubundaki örneklerin tamamında adeziv başarısızlık görülürken, tüm başarısızlık tiplerinin görüldüğü grup Panavia V5 oldu. Bütün test gruplarında en çok adeziv tip başarısızlık, en az ise dentinde koheziv tip başarısızlık saptandı.

Sonuç: Bu çalışma tükürük kontaminasyonunun bağlanma dayanımında etkisi olduğunu ve farklı tipteki rezin simanların bağlanma dayanımları arasında farklılıklar olabileceğini göstermektedir. Ayrıca self-cure rezin simanlar dual-cure rezin simanlarla karşılaştırıldığında, bağlanma dayanımlarının iyileştirilmesi gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Resin siman, koronal dentin, bağlanma dayanımı, tükürük kontaminasyonu

ABSTRACT

EVALUATION OF BOND STRENGTH OF DIFFERENT RESIN CEMENTS TO CORONAL DENTIN

Objective: The aim of this study is to evaluate the effect of saliva contamination on bond strength of different resin cements to coronal dentin.

Method: Extracted carious-free 36 human molar teeth were selected and 1/3 occlusal triad were cut flat to get a dentin surface. Resin cements (Fujicem Evolve, RelyX U200, G-Cem Veneer, Panavia V5, Panavia F 2.0) were luted to the tooth surfaces by using according to the manufacturers' instructions. Teeth were divided into 2 subgroups according to artificial saliva contamination and 6 subgroups surface treatment (n=3). Microtensile bond strength test was performed using a microtensile testing machine. The connection interface between resin cement and dentin was investigated with a dental loop and fracture types were determined. Data were analyzed with analyses of variance (ANOVA) and Tukey test was performed to identify significant differences ($p=0.05$).

Results: The Fujicem Evolve group contaminated with saliva showed the lowest bond strength with 0.97 MPa. However, the non-contaminated Panavia V5 showed the highest bond strength value with 23.39 MPa. The decrease bond strength values of the samples Fujicem Evolve, RelyX U 200 (Total Etch) and Panavia V5 groups as a result of saliva contamination was statistically significant. While all of the samples Fujicem Evolve group had adhesive failures, the group with all failure types was Panavia V5. In all test groups, adhesive failure was the most, and cohesive failure was detected on dentin was the least.

Conclusion: This study shows that saliva contamination the effect on bond strength and differences on bond strength between different types of resin cements. In addition, the bond strength needs to be improved when self-cured resin cements are compared with dual-cured resin cements.

Key words: Resin cement, coronal dentin, bond strength, saliva contamination

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iii
ABSTRACT	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR	V
ŞEKİLLER	viii
TABLolar	ix
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Simanlar.....	3
2.1.1. Simanların Tanımı ve Genel Özellikleri	3
2.1.2 Simanların Sınıflandırılması	5
2.1.3. Rezin Simanların Genel Özellikleri	16
2.1.4. Rezin Simanların Yapısı ve Bileşenleri	16
2.1.5.Rezin Simanların Sınıflandırılması.....	18
2.2. Adezyon	25
2.2.1. Dentinin Yapısı ve Bağlanmadaki Rolü	26
2.2.2. Dentine Adezyon	27
2.2.3. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri.....	29
2.3. Tükürük.....	30
2.3.1. Tükürüğü Oluşturan Bileşenler	31
2.3.2. Yapay (Sentetik) Tükürük.....	32
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	34
3.1. Çalışmaya Dahil Edilecek Olan Dişlerin Toplanması.....	34
3.2. Materyal Seçimi	34
3.3. Örneklerin Hazırlanması	36
3.4. Yapay Tükürük Elde Edilmesi	39
3.5. Mikrogerilme Bağlanma Dayanımı Test Örneklerinin Hazırlanması.....	39
3.6. Mikrogerilme Bağlanma Dayanımı (µTBS) Testinin Uygulanması.....	40
3.7. İstatistiksel Analiz.....	41
4.BULGULAR	42
4.1. Mikrogerilme Bağlanma Dayanımı Bulguları	42
4.2. Başarısızlık Tipine Ait Bulgular	44

5.TARTIŞMA	47
6.SONUÇ.....	54
KAYNAKLAR.....	55



SİMGELER VE KISALTMALAR

mm ²	Milimetre kare
°C	Santigrat derece
mg	Miligram
l	Litre
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mmol	Milimol
MPa	Megapaskal
nm	Nanometre
sn	Saniye
μ	Mikron
μl	Mikrolitre
μm	Mikrometre
dak	Dakika
N	Newton
GPa	Gigapaskal
Bis-GMA	Bisfenol A diglisil dimetakrilat
ASPA	Alüminosilikat poliakrilik asit
4-META	4-metakriloksi etil trimellitik anhidrat
10-MDP	10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat
EBA	Etoksi benzoik asit
ISO	Uluslararası standartlar örgütü
ZOE	Çinko oksit ojenol
HEMA	Hidroksi etil metakrilat

UDMA	Üretan dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
HA	Hidroksi apatit
H ₃ PO ₄	Fosforik asit
PENTA-P	Dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat
PRP	Prolinden zengin proteinler
Ig	İmmünoglobulin
Hg	Civa
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
HCO ₃	Bikarbonat
Ca	Kalsiyum
Na	Sodyum
Mg	Magnezyum
K	Potasyum
H ₂ PO ₄	Di hidrojen fosfat
F	Flor
I	İyot
Cl	Klor
NaF	Sodyum florür
NaCl	Sodyum klorür
CaCl ₂	Kalsiyum klorür
MgCl ₂	Magnezyum klorür
H ₂ O	Su
KCl	Potasyum klorür
CH ₃ COOK	Potasyum asetat

K_3PO_4

Potasyum fosfat

H_3PO_4

Fosforik asit

$NaOH$

Sodyum hidroksit

μTBS

Mikrogerilme bağlanma dayanımı



ŞEKİLLER

Şekil 3.2.1 A) Çalışmada kullanılan GC Fujicem Evolve rezin simanı	34
Şekil 3.2.1 B) Çalışmada kullanılan RelyX U 200 rezin simanı	34
Şekil 3.2.1 C) Çalışmada kullanılan G-Cem Veneer rezin simanı	35
Şekil 3.2.1 D) Çalışmada kullanılan Panavia V5 rezin simanı	35
Şekil 3.2.1 E) Çalışmada kullanılan Panavia F 2.0 rezin simanı	35
Şekil 3.2.2 Çalışmada kullanılan ışık cihazı	35
Şekil 3.3.1 Akrilik rezin içerisine gömülen dişler	36
Şekil 3.3.2 Çalışmada kullanılan hassas kesme cihazı ve elmas kesme diski	37
Şekil 3.6.1 Çalışmada kullanılan Bisco Microtensile Tester cihazı	40
Şekil 3.6.2 Çalışmada kullanılan dijital kumpas	40
Şekil 4.1.1 Farklı test gruplarında elde edilen ortalama mikrogerilme bağlanma değerleri	43
Şekil 4.2.1A Kontamine olmamış gruplarda elde edilen başarısızlık tiplerinin sayısal dağılımı	44
Şekil 4.2.1B Tükürük ile kontamine olmuş gruplarda elde edilen başarısızlık tiplerinin sayısal dağılımı	45

TABLÖLAR

Tablo 2.1.1 Dental simanların ISO standartlarına göre sınıflandırılması6

Tablo 3.2.1 Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları ve içerikleri36

Tablo 4.1.1 Test gruplarına ait mikroyerilme bağlanma dayanımı değerleri (MPa)...42



1.GİRİŞ

Adeziv diş hekimliğinin gelişimi, 1955 yılında mineye fosforik asit uygulayarak akrilik esaslı restoratiflerin retansiyonunu artırabileceğini ortaya koyan Dr. Michael Buonocore'un keşfine kadar dayanmaktadır ⁽¹⁾. Buonocore, asitle demineralize olmuş mine içinde rezin infiltrasyonu ve tag oluşumu yoluyla meydana gelen mikromekanik bağlanmanın adezyon mekanizmasının temelini oluşturduğunu belirtmiştir. Mineye bağlanma, günümüzde birçok restoratif prosedürün klinik başarısının ana faktörüdür ⁽¹⁾.

Dentin dokusu, mineden çok daha yüksek su ve organik içeriğe sahip heterojen bir yapıya sahip olduğu için dentine bağlanma önemli bir ilgi konusu olmuştur. Diş yapısının durumunun ve adeziv maddenin kimyasal bileşiminin bağlanma dayanımını etkilediği görülmüştür. Bu nedenle, son yıllarda yapılan araştırmaların amacı adeziv restoratif materyallerin geliştirilmesi üzerine olmuştur ⁽²⁾.

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte rezin simanlar diş hekimliği uygulamalarında önemli bir rol kazanmıştır. Resin simanlar, indirekt restorasyonların simantasyonu için tercih edilen materyallerdir. İndirekt bir restorasyonu bir diş yapısına bağlarken, diş substratları ile rezin siman arayüzü ve restoratif materyaller ile rezin siman arayüzü olmak üzere iki farklı arayüzün dikkate alınması gerekir. Resin simanın hem diş dokularına hem de restoratif materyallere bağlanma performansı, restore edilmiş dişin kırılma dayanımının iyileştirilmesi ve restoratif materyallerin retansiyonu, postoperatif hassasiyetin azaltılması, uzun ömürlülüğünün iyileştirilmesi için oldukça önemlidir ⁽³⁾. İndirekt restorasyonların uzun ömürlülüğü, diş dokuları ve rezin simanlar arasındaki adeziv etkinliği ile doğrudan bağlantılıdır. Bu nedenle, bir adeziv restorasyonun uzun süreli başarısı için diş restorasyon arayüzünde dayanıklı bir bağlanma şarttır ⁽⁴⁾.

Dental adezivler ve diş yüzeyleri, sıvı kontaminasyonuna karşı oldukça savunmasızdır. Bu nedenle bağlayıcı ajanı kontaminasyondan uzak tutmak önemlidir. Oral kavitede bulunan kontaminasyonlar kan, tükürük veya plazma formunda olmaktadır. Bu kontaminasyonlar tedavi sırasında, özellikle kavite marjinlerine yakın veya gingival marjinlerde olduğu zaman klinikte karşılaşılan önemli bir problem haline gelmektedir

(5). Rubber-dam kullanımı ile kontaminasyon önlenerek çalışma alanında iyi bir izolasyon sağlanabilir (6).

Son yıllarda diş hekimliğinde metal içermeyen restorasyonlarla birlikte artan estetik tedavi talebi ve bonding/adeziv tekniklerinin gelişimi, rezin simanları yaygın olarak kullanmaya yöneltmiştir (7).

Bu çalışmanın amacı; in vitro ortamda farklı uygulama tekniklerine sahip rezin simanların (GC Fujicem Evolve, RelyX U 200, G-Cem Veneer, Panavia V5, Panavia F 2.0) koronal dentine bağlanma dayanımlarını incelemek ve tükürük kontaminasyonunun rezin simanların koronal dentine bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmektir.



2.GENEL BİLGİLER

Günümüz diş hekimliğinde değişen teknolojiyle beraber üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip restoratif materyaller geliştirilmektedir. Bu restoratif materyallerin başarısında simantasyon işlemleri önemli rol oynamaktadır. Bu amaçla çeşitli simantasyon materyalleri geliştirilmiştir ve 5 ana yapıştırma simanı olarak gruplanmıştır. Bunlar; çinko fosfat simanlar, polikarboksilat simanlar, cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve rezin simanlardır. Bu kadar çeşitli yapıştırma simanın bulunması bu simanların özelliklerinin anlaşılıp klinik kullanımlarının doğru endikasyonlarla değerlendirilmelerini gerektirmektedir ⁽⁸⁾.

Rezin simanlar, geleneksel simanlar ile karşılaştırıldığında; daha estetik görünüm, oral ortamda minimum çözünürlük, iyileştirilmiş retansiyon, daha az mikrosızıntı ve kabul edilebilir biyouyumluluk gibi çeşitli avantajlar sunmaktadırlar. Bu geliştirilmiş estetik ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı rezin simanlar günümüze kadar hızla gelişme sağlamıştır ⁽⁹⁾.

2.1. Simanlar

2.1.1. Simanların Tanımı ve Genel Özellikleri

Dental simanlar, restorasyonları dişe yapıştırmak ve kavite astar materyalleri olarak pulpayı korumak amacıyla kullanımı sıklıkla tercih edilen önemli restoratif materyaller arasında yer alır. Bu uygulamalar için klinik kullanıma uygun, farklı fiziksel özellikte materyaller geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuş ve yeni uluslararası standartlar geliştirilmiştir ⁽¹⁰⁾.

İlk tam seramik kron 1900'lerin başında tanıtılmıştır ve restorasyonun diş dokusuna tutunması için bugüne kadar çeşitli simanlar kullanılmıştır. Estetik restorasyonların yapıştırılmasında başlangıçta, konvansiyonel simanlar kullanılmıştır. Bu simanlar çeşitli başarısızlıklara yol açtıkları için günümüzde adeziv simanlar/rezin simanlar kullanılmaktadır ⁽¹¹⁾.

İndirekt adeziv prosedürler, çağdaş oral tedavinin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır. Metal ve metal içermeyen inleyler, veneerler, kuronlar, ortodontik braketler, rezinle bağlanmış sabit protezler ve hatta kanal içi postlar artık rutin olarak adeziv rezin simanlarının kullanılmasıyla diş dokularına bağlanmaktadır. Hem diş

yapısına hem de restorasyona bağlanma yetenekleri, azaltılmış çözünürlükleri ve non-adeziv yapıştırma simanlarının kullanımına kıyasla daha uyumlu olduğu için klinik olarak popüler hale gelmişlerdir ⁽¹²⁾.

Restoratif diş hekimliğinde yeni geliştirilen materyaller ve klinik uygulamalardaki yeni yaklaşımlar ile sürekli bir değişim izlenmektedir. Çok çeşitli ve farklı özellikteki dental simanlar piyasaya sunulsa da, bütün uygulamalar için güvenle kullanılabilen tatmin edici özelliklere sahip ideal bir siman henüz geliştirilememiştir ⁽¹³⁾. Siman seçimini etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır ⁽¹⁴⁾. İdeal bir simanın taşınması gereken özellikler şunlardır:

1. Biyouyumlu olmalıdır: Yapıştırma ajanları dentinin geniş ekspozе yüzeyleri ile temas ettiğinden ve kalan dentin dokusu kalınlığının pulpayı dış uyarılardan korumak için yetersiz kalabileceğinden bu simanların biyouyumlu olması gerekmektedir ⁽¹⁵⁾.

2. Sızdırmaz olmalı ve antikaryojenik etki göstermelidir: Diş / restorasyon arayüzünün mükemmel sızdırmazlığı, sekonder çürüklere yol açabilecek bakteri penetrasyonunu önlemek ve dentinde aşırı duyarlılığa neden olabilecek tübüllerdeki sıvı geçişini önlemek için önemlidir. İdeal bir dental siman, arayüzde açıklıklar oluşturmaması için sertleştikten sonra büzülmemelidir ⁽¹⁶⁾.

3. İyi bir adezyon sağlamalıdır: İndirekt restorasyonların başarısız olmasının yaygın bir nedeni retansiyon eksikliğidir. Adeziv materyallerin kullanılması bu başarısızlığı azaltabilir. Adezyon ayrıca arayüzey sızdırmazlığını iyileştirmeye de yardımcı olabilir. Siman, üzerine yerleştirilen restoratif materyale ve diş yüzeyine adezyon sağlamalıdır. Adezyon, kimyasal veya fiziksel bağlanma, mikromekanik bağlanma veya sürtünme ile meydana gelebilmektedir. Self-adeziv rezin simanlar ve asit bazlı simanların birkaçı, diş dokusuna şelasyon (metal iyonları ve karboksilik veya fosfat gruplarını içeren) yoluyla bağlanır. Dentin ve mineye güçlü bir bağlanma sağlayabilmek için rezin simanlar, adeziv sistemlerle birlikte kullanılmaktadır ⁽¹⁷⁾.

4. Mekanik özellikleri iyi olmalıdır: Daimî simanlar yüksek makaslama, gerilme ve sıkışma dayanımına, iyi aşınma direncine ve kırılmaya karşı dayanıklılığa sahip olmalıdır. Elastik modül için hangi değerlerin ideal olduğu tartışmalıdır ve değerler daimî simanlar arasında bile önemli ölçüde değişebilmektedir. Geçici simanlar ise

nispeten düşük dayanım gücüne sahip olmalıdır; bu, geçici restorasyonların kolay çıkarılabilmesi için gereklidir ⁽¹⁸⁾.

5. Uygulamaları kolay olmalı ve radyopaklık göstermelidir: Yeterli çalışma zamanı, kullanım kolaylığı ve kısa sertleşme süresi dental simanların taşınması gereken önemli özelliklerdir. Piyasaya en son çıkan yeni ürünler, toz ve likit materyalleriyle birlikte kapsülendir veya iki patlı, kendi kendine karışım yapan sistemler olarak sunulur, bu da toz-likit oranlamasını ve karıştırmayı hızlandırarak daha az hataya sebep olur. Radyografilerde sınırlarının belli olması için radyopaklık önemlidir. Çinko oksit öjenol, çinko fosfat ve çinko polikarboksilat opak simanlardandır ⁽¹⁹⁾.

6. Düşük film kalınlığına ve uygun viskoziteye sahip olmalıdır: Düşük film kalınlığı, restorasyonun iyi bir şekilde adaptasyonunu sağlamak için önemlidir. Film kalınlığı simanın ortalama partikül boyutu ve viskozitesi ile belirlenmektedir. Bazı simanlar karıştırma periyodunun bitiminde aşırı kalın görünmesine rağmen oturma basıncı altında iyi akışkanlık göstermektedir. Şu anda mevcut olan tüm materyaller uygun şekilde kullanılırsa ve önerilen çalışma süresi içinde uygulanırsa, ISO standartlarında belirtilen değerin altında bir kalınlığa ulaşabilir ⁽²⁰⁾.

7. Düşük çözünürlük göstermelidir: Çözünürlük, simanın suya veya başka çözeltilere daldırıldığında parçalanma ve çözünmeye karşı gösterdiği dirençtir. İndirekt restorasyonun marjinal bütünlüğünü etkileyerek plak birikimini artırabilir ⁽¹⁸⁾.

8. Estetik olmalıdır: Translüsент materyallerle kullanıldığında veya restorasyon marjinleri açığa çıktığında, simanın rengi ve yarı saydamlığı, final restorasyonun estetik sonucunu etkileyebileceğinden oldukça önemlidir. Bu durum özellikle porselen laminate veneerler için kritiktir. Mevcut en estetik yapıştırma materyalleri rezin simanlardır. Cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, kompomer ve self-adeziv rezin simanları da iyi bir estetiğe sahiptir ⁽²⁰⁾.

2.1.2 Simanların Sınıflandırılması

Dental simanlar, işlevlerini sürdürmeleri beklenen sürenin uzunluğuna göre geçici veya daimî olarak sınıflandırılabilir. Geçici simanlar, final restorasyonu tamamlanana kadar gerekli klinik randevular arasında kullanılan geçici restorasyonların yapıştırılması için endikedir. Geçici restorasyonların genellikle tedavi sırasında çıkarılması gerektiğinden, geçici simanlar nispeten düşük bir dayanıma sahip olmalı ve kolayca çıkarılabilmelidir. Ayrıca pulpayı tahriş etmemelidir. Geçici simanlara

örnek olarak, çinko oksit öjenollü (ZOE) ve öjenolsüz simanlar ve kalsiyum hidroksit patları verilebilir. Daimi simanlar ise yeterli özelliklere sahip olmalı ve mümkün olan en uzun süre fonksiyonda kalabilmelidir ⁽²⁰⁾.

Sertleşme mekanizmasına göre yapıştırma simanları, asit-baz reaksiyonu ile sertleşenler (cam iyonomer, rezinle modifiye edilmiş cam iyonomer, ZOE, çinko polikarboksilat ve çinko fosfat) ve polimerizasyonla sertleşenler (rezin simanlar, kompomerler ve self-adeziv rezin simanlar) olarak sınıflandırılır. Bazı durumlarda, bu sınıflandırma değişkenlik gösterebilir; rezinle modifiye edilmiş cam iyonomerler polimerize edilebilir gruplar içerirken, kompomerler ve self-adeziv rezin simanlar asit-baz reaksiyonuna sahip olabilir ⁽²⁰⁾.

Yapıştırma simanlarının fiziksel özellikleri, Uluslararası Standardizasyon Birliği'nin şu standartlarına göre açıklanmaktadır: ISO 3107: 2004 (çinko oksit öjenollü ve öjenolsüz simanlar), ISO 9917-1: 2007 (toz/likit asit-bazlı simanlar), ISO 9917-2:2010 (rezin modifiye simanlar) ve ISO 4049: 2009 (polimer bazlı simanlar) standartları (Tablo 2.1.1).

Tablo 2.1.1 Dental simanların ISO standartlarına göre sınıflandırılması

<i>SİMANLAR İÇİN ISO STANDARTLARI</i>
ISO 3107:2004 (çinko oksit-öjenollü ve öjenolsüz simanlar)
ISO 9917-1:2007 (toz/likit asit-bazlı simanlar)
ISO 9917-2:2010 (rezin modifiye simanlar)
ISO 4049:2009 (polimer bazlı simanlar)

1. Asit-Baz Simanlar

a) Çinko Oksit Öjenollü ve Öjenolsüz Simanlar

Çinko oksit ve öjenol arasındaki reaksiyondan oluşan bu simanların, diş hekimliğinde endodontik patlar ve kök ucu dolgu materyalleri, periodontal patlar, elastik olmayan ölçü materyalleri, kavite tabanları ve geçici restorasyonlar gibi çeşitli uygulama alanları bulunmaktadır. Yapıştırma amacıyla, metal ve metal-seramik kronların ve köprülerin hem geçici simantasyonu hem de daimî restorasyonu için farklı ZOE siman formülleri mevcuttur. Öjenolün, metakrilat bazlı rezinlerin polimerizasyonu ve yapıştırma kompozitleri üzerindeki inhibe edici etkisinden dolayı, fenolsüz bileşenlerin kullanıldığı geçici simanlar tercih edilir. Kullanım kolaylığı,

antibakteriyel etkinliği ve pulpa üzerindeki iyileştirici etkilerinden dolayı bu simanlar popölerlik kazanmıştır ⁽²⁰⁾.

Toz kısmı, temel olarak çinko oksit ve hızlandırıcı olarak %8'e varan diğer çinko tuzlarından (asetat, propiyonat veya süksinat) oluşmaktadır. Kırılđanlıđını azaltıp, çalışma süresi ve dayanıklılığını arttırmak için rosin ilave edilmiştir. Likit kısmı zayıf bir asit olan öjenöl içermektedir. Hızlandırıcı olarak asetik asit ilave edilmiştir. Geçici simantasyon için kullanılan iki patlı materyallerde, bir pat mineral veya bitkisel yağlarla karıştırılmış çinko oksit içerirken, diğer patı oluşturmak için öjenol içine doldurucular dahil edilir. Öjenol içermeyen materyaller, çinko oksit partikölü ile reaksiyona girmek için uzun zincirli alifatik asitler veya butirik asit kullanır ⁽¹³⁾.

ZOE simanlarında önemli bir gelişme, likidine 2:1 oranında 2-ethoksi benzoik asid (EBA) eklenmesi olmuştur. EBA ilavesi daha güçlü bir matris oluşurmaktan ziyade, kendi kendine sertleşen simanın dayanımını artıran yüksek toz-likit oranlarının (6: 1) kullanımına izin verir. Bu materyallerde, toz kısmına ilave olarak alümina (%30) eklenmiştir. Bazı ürünlerde mekanik özellikleri iyileştirmek için %20 poli (metil metakrilat) partiköülleri de dahil edilmiştir ⁽²⁰⁾.

ZOE simanlar, nötr pH'ları, antibakteriyel etkinlikleri ve hiperemik pulpa dokusu üzerindeki olumlu etkileri nedeniyle biyouyumlu kabul edilir. İn vitro antibakteriyel aktivitelerinin, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha verimli olduğu gösterilmiştir. İyi bir kenar sızdırmazlığı ile ilişkilendirilen bu özellik, pulpanın geri kazanılmasına yardımcı olur. Tuz matriksinden salınan öjenol, dentin kalınlılığının azaldığı preparasyonlarda ağrının giderilmesine katkıda bulunabilir. Ancak, yüksek konsantrasyonlarda kullanıldığında ve bağ dokusu ile doğrudan temas halinde yerleştirildiğinde, sitotoksisitesinden dolayı inflamatuvar cevabı artırabilir ⁽²¹⁾.

ZOE simanlarının düşük dayanıma sahip olması, bu simanları geçici simantasyon için uygun bir materyal haline getirmektedir. ISO 3107 standardı (2004), tip 1 materyaller için (yani geçici yapıştırma simanları) 24 saatlik maksimum 35 MPa basınç dayanımı belirler. ZOE simanlarının sıcaklığa oldukça duyarlı olması, mekanik davranışlarıyla ilgili önemli bir konudur. Örneğin, 37°C'deki basınç dayanımı, 23°C'deki basınç dayanımının yalnızca %20'sini temsil eder. EBA-alümina simanlar, EBA-öjenol materyallere göre %20 daha yüksek dayanım göstermektedir. Bu değerler, 35 MPa'lık

tip 2 materyaller (yani daimî yapıştırma simanları) için gerekli minimum basınç dayanımının üzerinde olsa dahi, her iki güçlendirilmiş ZOE simanı daimî simantasyon için kullanılan yapıştırma ajanları arasında en zayıf olanıdır. EBA-öjenol simanların elastik modülü (oda sıcaklığında belirlenen) 3 GPa'dır ⁽²²⁾.

Çinko öjenolat matriks şelatı suda çok kararsızdır. Hidrolizi sonucu öjenol ve çinko hidroksit meydana gelir ve işlem sırasında açığa çıkan çinko oksit partikülleri serbest kalır. In vitro çalışmalar, EBA-öjenol simanlarında oluşan çinko 2-etoksibenzoat matrisinin, çinko öjenolata göre hidrolize daha yatkın olduğunu göstermiştir. In vivo olarak 6 ay sonra gözlenen materyal kaybı, diğer asit bazlı simanlara kıyasla EBA-alümina simanı için üç ila yedi kat daha yüksek idi. Klinik olarak EBA-alümina simanı ile yapıştırılan sabit protezler 2,5 yıl sonra %92, çinko polikarboksilat ile yapıştırılan protezler ise %95 oranında başarı göstermiştir. Uzun yıllardır daimî yapıştırma simanları için "altın standart" olan çinko fosfat, %98'lik bir başarı oranı göstermiştir ⁽²²⁾.

Öjenol içeren geçici simanlar, geçici restorasyonlarda kullanılan metil metakrilatın polimerizasyonunu olumsuz etkileyebilir. Final restorasyonu hazırlanan dişe uygulanacaksa, hem adeziv sistemin hem de rezin simanın polimerizasyonu engellenebilir; bu durum düşük dayanıma sahip silika bazlı seramikler veya indirekt kompozit restorasyonlarda debonding veya kırılma riskini artırır ⁽²⁰⁾.

Yakın zamanda yapılan çalışmalar, öjenol içerikli simanların dentine bağlanma gücünü azaltmadığını bulmuştur ^(23, 24). Bununla birlikte, bazı çalışmalar da çelişkili sonuçlar bildirmiştir ^(25, 26). Yapılan birkaç in vitro araştırmada, adeziv uygulamasından önce yüzey tamamen temizlendiğinde, dentine bağlanma dayanımının olumsuz bir şekilde etkilenmediği görülmüştür ⁽²⁰⁾.

b) Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar, klinikte daimî simantasyon için kullanılan tartışmasız en popüler materyallerden biridir. Bu simanların içeriği, astar ve kaide materyallerine benzer, ancak yapıştırma simanlarının kullanım alanına göre uygulama prosedürlerinde bazı önemli farklılıklar vardır. Cam iyonomerler iyi fiziksel özelliklerinin yanı sıra, diş yapısına ve metallere yapışır; en önemlisi mine ve dentinin

asit çözünmesine karşı direncini artıran ve bakteriyostatik ajan olarak görev yapan florür salar. Florür salınımları, bu materyali ortodontik bantların simantasyonu için ilk seçenek haline getirir. Metal ve metal-seramik restorasyonların yanı sıra yüksek dayanımlı seramik kronlar ve sabit protezlerin simantasyonu için endikedir. Sertleşme reaksiyonu neme duyarlıdır, bu nedenle simanın ilk 24 saat su kazanım ve kaybına karşı korunması son derece önemlidir ⁽²⁷⁾.

Toz, maksimum partikül boyutu 15 µm olan bir kalsiyum floroalüminosilikat camdır. Camın ana karakteri, alümina-silika oranı ile tanımlanır ve asitlerle reaksiyona girmesi için kütlece 1:2'yi aşması gerekir. Cama büyük miktarlarda florür eklenir. Florür önemli bir bileşendir; erime noktasını düşürür, tozun translüsentliğini artırır ve sertleşen materyalin dayanıklılığını iyileştirir. Ca^{+2} ve Na^{+} gibi elektropozitif iyonların varlığı, bazik alüminosilikat iyonlarını dengelemek için önemlidir. Radyoopasiteyi artırmak için toza çinko oksit ve baryum camları eklenebilir ⁽²⁰⁾.

Likidi, akrilik asit homopolimerlerini veya akrilik, itakonik, maleik ve trikarboksilik asitlerin kopolimerlerini içerir. Genel olarak, yüksek moleküler ağırlıklar ve artan asit konsantrasyonları sertleşen simanın fiziksel özelliklerini iyileştirir, ancak likidin viskozitesini de artırır. Bu nedenle, ticari materyaller ortalama moleküler ağırlığı 10.000 g/mol ve konsantrasyonları kütlece yaklaşık %45 olan poliasitler kullanır. Tartarik asit (kütlece yaklaşık %5) likidin önemli bir bileşenidir, çalışma süresini kısaltmadan sertleşmeyi hızlandırır. Ayrıca, simanın dayanıklılığını artırır, yüksek florür içeriğine ve dolayısıyla yüksek translüsentliğe sahip camların kullanımına izin verir ⁽²⁸⁾.

Uzun süreli depolamadan sonra likidin viskozitesindeki artışı önlemek için bazı ürünler, toza ilave edilen dondurularak kurutulmuş formda poliasit içerir. Bu durumda toz, distile su veya bir tartarik asit çözeltisi ile karıştırılır. Bu tür bir sunum, daha yüksek moleküler ağırlıklı ve daha yüksek konsantrasyonlarda poliasitlerin kullanımına izin verir, bu da materyalin dayanıklılığını artırır ⁽²⁸⁾.

Cam iyonomer simanlar, fosforik asit solüsyonları kullanan önceki nesillere kıyasla pulpa için uyumlu kabul edilir. İnflamatuar yanıt, ZOE simanlar ile ilişkili olandan daha şiddetlidir. Cam iyonomerlerin biyouyumluluğu tartışmalıdır ve in vitro sonuçlar, test edilen ticari markaya göre değişmektedir. Genel olarak, yeni karıştırılmış

simanların farklı derecelerde sitotoksiste gösterebileceği ve pulpal bağ dokusu ile temas halinde yerleştirildiğinde geçici inflamatuvar yanıtı neden olabileceği konusunda bazı fikir birliği vardır, ancak bu yanıtın, en az 1 mm dentin kalınlığında büyük ölçüde azaldığı görülür. Düşük dentin kalınlığının yanı sıra, hatalı bir teknik kullanılırsa postoperatif hassasiyet riski artar. İnce karışımların hassasiyet riskini artırdığı görülmektedir. Pulpa tahrişinden ziyade, postoperatif ağrının, simanın dentin tübülleri yoluyla uyguladığı hidrostatik basınca bağlı olması mümkündür ⁽²⁹⁾.

Diş yapılarına bağlanma, cam iyonomerlerin temel özelliklerinden biridir. Non-adeziv simanlara kıyasla restorasyonun marjinal sızdırmazlığını artırmaya yardımcı olur, ancak retansiyonu önemli ölçüde artıracak kadar yeterli değildir. Önerilen adezyon mekanizması iki yönlüdür: poliasit zincirlerinden sarkan karboksilat iyonları ile hidroksiapatitteki fosfat ve kalsiyum iyonlarının yer değiştirmesi ve bu karboksilat gruplarının hidroksiapatit yapısına dahil edilmesi ve ayrıca kısmen demineralize olmuş dentinin sıkı bir hibridizasyonu ile elde edilen mikromekanik kenetlenme ile oluşur ⁽³⁰⁾.

Mekanik özellikleri diğer asit bazlı simanlardan üstündür ve uzun dönemde önemli ölçüde artış göstermektedir. Basınç dayanımı 100 ile 150 MPa arasındadır; bu değer ISO 9917 standardında belirtilen minimum 70 MPa'dan fazladır. Bu simanlar, kırılma yapıları nedeniyle gerilme açısından oldukça zayıftır ve çapsal gerilme dayanımları yaklaşık 6 MPa'dır. Elastik modül yaklaşık 15 GPa'dır. Film kalınlığı, ISO standardı (25 µm) tarafından izin verilen maksimum değer altındadır ve siman uygun şekilde kullanılırsa restorasyonun doğru oturmasını engellememelidir ⁽³⁰⁾.

Sitrik asit kullanılarak yapılan in vitro erozyon testleri, tam oturmuş cam iyonomerlerin, non-adeziv asit-baz yapıştırma simanlarından daha dirençli olduğunu ve mine ve dentin ile gösterilenlere benzer seviyelerde aşındığını göstermiştir. Bu davranış, cam partiküllerini saran silika jel tabakası ile ilgili olabilir ⁽²⁰⁾.

c) Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Bu siman sınıfı, olgunlaşmamış polisalt matristen su ve metal iyonlarının kaybını önleyen bir polimerik fazın varlığı nedeniyle geleneksel cam iyonomerlerin gösterdiği nem koşullarına erken duyarlılığı göstermez. Toz-likit, kapsül ve iki patlı elle karıştırma ve otomatik karışım sistemleri olarak bulunan rezin modifiye cam iyonomer

yapıştırma simanları, metal-seramik kronların ve sabit protezlerin daimî simantasyonu için endikedir (örneğin, metal inleyler, onleyler ve kronlar; prefabrike veya döküm postlar; metal kron ve köprülere bağlı porselen, yüksek dayanımlı zirkonya tam seramik kronlar ve köprüler; ve ortodontik apareylerin yapıştırılması). Geleneksel olarak, bu simanlar yalnızca kendi kendine sertleşme göstermekteydi, ancak daha yeni sürümlerde uygulamayı hızlandırmak için kısa bir süre ışıkla etkinleştirilebilecekleri bir foto başlatıcı eklenmiştir ⁽²⁰⁾.

Rezin modifiye cam iyonomerlerin kimyası, geleneksel cam iyonomerlere göre daha karmaşıktır. Toz-likit sistemlerinde toz, geleneksel cam iyonomerlerde bulunanlara benzer floroalüminosilikat cam partikülleri içerir. Kendiliğinden sertleşen (redoks) polimerizasyon için katalizörler toza eklenir. Likit, karboksilik radikallerin, HEMA, su ve tartarik asidin küçük bir kısmının yerini alan metakrilat grupları ile modifiye edilmiş poli (akrilik asitler) içerebilir. HEMA, suyun bir kısmının yerini alır ve yapısında hidroksil grubu bulunması nedeniyle suda çözünebilen küçük bir moleküldür (moleküler ağırlık: 130 g/mol). Başka bir likit formülasyonu, benzer konsantrasyonlarda (her biri yaklaşık %25 ila %30) bir poli (akrilik asit), HEMA ve su kopolimeri ve daha küçük miktarlarda düşük viskoziteli dimetakrilat rezinleri (üretan veya trietilen glikol dimetakrilatlar gibi) içerir ⁽³¹⁾.

Rezinle modifiye edilmiş cam iyonomerler; oldukça düşük postoperatif hassasiyet göstermeleri, temizleme kolaylığı, minimum çözünürlük, diş yapısına iyi bağlanma ve uzatılmış florür salınımı gibi çeşitli faydalı özellikleri nedeniyle klinik olarak kullanılan en popüler yapıştırma simanı türüdür. Bu siman türü, HEMA varlığı nedeniyle geleneksel cam iyonomerlere göre daha az biyouyumlu kabul edilir. Genel olarak bakıldığında, bugüne kadar bu materyallerle bildirilen klinik sonuçlar pozitifdir ⁽³¹⁾.

Bağlanma mekanizmaları, geleneksel cam iyonomerler için açıklananlarla aynıdır. Metal alaşımlara ve yüksek dayanımlı seramiklere, 2 ila 5 MPa'lık makaslama bağlanma dayanımı ile bağlanırlar. Metakrilat gruplarının varlığı nedeniyle, bu simanların kompozit rezinlere bağlanması iyidir ⁽³⁰⁾.

Mekanik özellikler açısından, rezinle modifiye edilmiş cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomerlere benzer basınç dayanımı (90 ila 140 MPa) ve daha düşük

elastik modül (3 ila 6 GPa) gösterir. Eğilme dayanımı 15 ile 30 MPa arasında değişebilir. Karıştırmanın başlamasından 2 dakika sonra oda sıcaklığında belirlenen film kalınlığı 9 ile 25 µm arasında değişebilir. Restorasyon önerilen çalışma süresi içinde yerleştirilmezse film kalınlığı önemli ölçüde artabilir ⁽³⁰⁾.

HEMA'nın varlığı, geleneksel cam iyonomerlerin ve rezin simanların aksine rezin modifiye cam iyonomerlerin su emilimini artırır. Bazı üreticiler, simanın şişmesinden kaynaklanan kırılma riski nedeniyle, düşük dayanımlı, silika bazlı seramik kronların yapıştırılmasında kullanılmasını önermemektedir ⁽²⁰⁾.

2. Rezin-Bazlı Simanlar

a) Rezin Simanlar

Rezin simanlar, düşük film kalınlığına ve uygun çalışma ve sertleşme sürelerine izin verecek şekilde ayarlanmış doldurucu içeriğine sahip düşük viskoziteli kompozit materyallerdir. İnleyleylerden sabit köprülere, prefabrike postlara ve ortodontik apareylere kadar geniş uygulama alanlarına sahiptirler. Düşük dayanımlı seramik ve indirekt kompozit restorasyonların yapıştırılması için ihtiyaç duyulan materyallerdir, özellikle ekstra retansiyonun gerekli olduğu durumlarda döküm restorasyonlarla da kullanılabilirler. ISO standardı 4049 (2009), rezin simanları polimerizasyon moduna göre sınıf 1 (self-cure), sınıf 2 (light-cure) ve sınıf 3 (dual-cure) olarak gruplandırır. Ticari ürünlerin çoğu, kimyasal ve ışık aktivasyon mekanizmalarını birleştiren dual-cure materyallerdir. Bu materyaller uygun çalışma süresine sahiptir. Ayrıca ışığın ulaşmadığı alanlarda bile yüksek derecede dönüşüm derecesi gösterirler. Sınıf 1 ve sınıf 3 materyaller, elle karıştırılan veya otomatik karıştırılmış iki patlı sistemlerdir (baz ve katalizör). Self-cure ve dual-cure materyaller opak ya da translüsent olabilir ve seramik restorasyonların simantasyonu için belirtilenler genellikle birkaç renkte sağlanır. Light-cure materyaller, lamine seramik veneerlerin (estetik simanlar) veya ortodontik braketlerin yapıştırılması için endikedir. Veneer simantasyonunda kullanılan bazı estetik rezin simanlar, renk seçimine yardımcı olmak için gliserin bazlı, suda çözünür "deneme" patları içerir ⁽³²⁾.

Çoğu rezin siman, kompozitlere oldukça benzer içeriğe sahiptir. Doldurucu oranı hacimce %30 ile %66 arasında değişebilir ve ortalama doldurucu boyutu 0,5 ile 8,0

µm arasındadır. Doldurucu boyutu 40 nm olan silika içeren mikro dolduruculu simanlar da mevcuttur. Pigmentler ve opaklaştırıcılar her iki patta da bulunmaktadır (20).

Işıkla aktifleşen reaksiyonu başlatmak için patlardan birinde kamforokinon ve tersiyer amin mevcuttur. Katalizör patında self-cure aktivatör olan benzoil peroksit bulunur. Amin, proton vericisi olarak işlev görür ve serbest radikal üretiminin hızlandırıcısı olarak kabul edilir. Aromatik aminler (etil 4-dimetilaminobenzoat gibi), alifatik aminlerden [2- (dimetilamino) etil metakrilat gibi] daha verimli kabul edilir. Kompozit matrikste aminin varlığı, klinik olarak ilgili bazı endişeler ortaya çıkarmaktadır. Birincisi, aminler zamanla bozularak simanın rengini değiştirebilir. İkincisi, asidik adeziv sistemlerle temas ettiklerinde inaktif hale gelirler ve ışığın yokluğuna bağlı olarak siman polimerizasyonu gerçekleştiğinde, dönüşüm derecesi üzerindeki zararlı etki restorasyonun debonding riskini artırabilir. Self-cure ve light-cure başlatıcılarının göreceli miktarları, ticari markalar arasında önemli ölçüde farklılık göstermektedir. Sonuç olarak, bazı materyaller, yüksek derecede dönüşüm elde etmek için ışık aktivasyonuna daha bağımlıdır. Benzer şekilde, bazı ticari materyaller ışık olmadığında diğerlerine göre daha çabuk sertleşir (33).

Rezin simanlardan salınan monomerlerin memeli hücreleri üzerinde sitotoksik etkiler ürettiği bilinmektedir. Dual-cure rezin simanlar, light-cure simanlara kıyasla, self-cure modunda test edildiğinde sertleşmenin erken aşamalarında daha yüksek sitotoksikite gösterir. 7 günlük inkübasyondan sonra, Bis-GMA bazlı dual-cure simanlar, çinko poliakrilat, rezin modifiye cam iyonomer ve MDP monomeri içeren rezin simandan daha az sitotoksiktir (34).

Rezin simanların mekanik özellikleri, doldurucu içeriği ve organik matrisin ulaştığı dönüşüm derecesi ile tanımlanır. Genel bir kural olarak, yüksek doldurucu miktarı ve yüksek dönüşüm derecesi, daha yüksek mekanik özelliklere karşılık gelir. Dual-cure simanların dönüşüm dereceleri, self-cure modunda %50 ile %73 ve light-cure modunda %67 ile %85 arasındadır. Dual-cure ve light-cure rezin simanların basınç dayanımları 180 ila 300 MPa arasında bildirilmiştir, bu değer asit bazlı simanlardan çok daha yüksektir. Eğilme dayanımı 80 ile 100 MPa arasındadır ve ISO 4049 standardının (50 MPa) gerektirdiği minimum değerden daha yüksektir. Elastik modülü, ticari markalar arasında 4 ile 10 GPa aralığında değişebilir ve bu değerler

diğer simanlarla karşılaştırılabilir aralıktadır. Dual-cure simanlar için, siman ışııkla sertleştiğinde mekanik özellikler daha yüksektir ^(20,35).

ISO standartlarına göre ölçülen film kalınlıkları 13 ile 20 µm arasındadır, bu değeri ISO 4049'un gerektirdiğı maksimum 50 µm içindedir. Rezin simanların su emilimi ve çözünürlüğü, rezin modifiye cam iyonomer simanlardan çok daha düşüktür. Siman sınırı, renk değışikliğı nedeniyle uzun bir klinik kullanım döneminden sonra belirgin hale gelebilir. Rezin simanların büzülmesi %2 ile %5 arasında değışmektedir ⁽²⁰⁾.

Genel olarak, dual-cure simanlar, ışııkla sertleştirildiklerinde daha yüksek polimerizasyon stresi gösterirler, çünkü sertleştirme reaksiyonu, kendi kendine sertleşme reaksiyonundan daha hızlıdır ve kompozit rezin vitrifikasyon aşamasına ulaşmadan önce büzölmeye uyum sağlamak amacıyla viskoz akış için daha az zaman sağlar. Rezin simanın, organik matrisin vitrifikasyon noktasına karşılık gelen dönüşüm derecesine ulaştıktan sonra gösterdiği büzölme, stres oluşumuna katkıda bulunacaktır. Arayüzdeki stresler, adeziv tabakanın dentin veya mineye bağlanma dayanımını aştığında, debonding ve büzölme sonucu açıklık oluşabilir ⁽³⁴⁾.

b) Self-Adeziv Rezin Simanlar

Self-adeziv rezin siman, tek bir materyalde asit, primer ve bond kimyasını bir araya getiren rezin esaslı bir siman sınıfıdır. Bu, ayrı asitleme ve bonding adımlarına (ve ürönlere) olan ihtiyacı ortadan kaldırarak indirekt restorasyonların yerleştirilmesini basitleştirmektedir. Siman karıştırılırken, başlangıçta bir miktar florür salınımı sağlar ve düşük postoperatif hassasiyet gösterir. Bu materyaller döküm alaşımlı tekli restorasyonların ve köprülerin, metal-seramik kronların ve köprülerin, seramiklerin (veneerler hariç) ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonu için endikedir. Prefabrike postların ve yüksek dayanımlı seramiklerin yapıştırılmasında da iyi sonuçlar elde edilir ⁽²⁰⁾.

Bu iki kısımdan oluşan self-adeziv rezin simanların geleneksel rezin simanlara göre ayırt edici özelliğı, görevi koheziv dayanım oluşturmak için diğeri monomerlere bağlanırken diş dokusunu aşındırmak olan bir veya daha fazla asit fonksiyonlu monomerin parçalarından birine dahil edilmesidir. Çoğı ticari ürün, fosfat ve fosfonat bazlı polimerize edilebilir monomerler içerir. Bunlara örnek olarak, 2-metakriloksietil

fenil hidrojen fosfat (Fenil-P), 10-MDP, Bis (2-metakriloksietil) asit fosfat ve dipentaeritritol pentaakrilat monofosfat (Penta-P) (met) akrilat gösterilebilir. Ayrıca bazı üreticiler tarafından 4-META ve piromellitik gliserol dimetakrilat gibi karboksilik asit gruplarına sahip monomerler kullanılmaktadır ⁽³⁶⁾.

Karıştırılmış simanın toplam doldurucu içeriği kütlece yaklaşık %70'tir (hacimce yaklaşık %50) ve bu, kompozitlerden önemli ölçüde daha düşüktür ⁽²⁰⁾.

Birincil sertleşme mekanizması, self-aktivasyon veya dual-cure serbest radikal polimerizasyonu yoluyla. Karıştırılan simanın başlangıç pH'ı, diş mineralinin aşınmasını sağlayabilmesi için yaklaşık 2'dir. İn vitro çalışmalar, asidik grupların (fosfat ve karboksilat), metakrilat ağı ve diş arasında stabilize edici bir bağlantı oluşturmak için hidroksiapatitteki kalsiyum ile bağlanabildiğini de göstermiştir. Daha sonraki aşamalarda, kalan asitlik bazı simanlarda fosforik ve karboksilik asit grupları ile alkali cam arasındaki reaksiyonla nötrale edilir ^(20,37).

Çalışmalarda bildirilen çeşitli rezin simanların dayanıklılığı, sertliği ve aşınması incelendiğinde, kırılma ve aşınmaya karşı dirençlerinin geleneksel rezin simanlara benzer ya da daha düşük olduğu görülmüştür. Eğilme dayanımı 50 ila 100 MPa ve basınç dayanımı 200 ila 240 MPa arasındadır. Düşük aralıktaki değerler genellikle self-cure modundaki simanlar ile ilişkilendirilirken, ışık aktivasyonu ile daha yüksek değerler elde edilir. Film kalınlığı 15 ile 20 µm arasındadır. Diş yapılarına bağlanmanın, asidik gruplar ve hidroksiapatit arasındaki mikromekanik kenetlenme ve kimyasal etkileşim ile gerçekleştiği düşünülmektedir. Minenin başlangıç makaslama bağlanma dayanımı, rezin simanlar ve cam iyonomerler arasında olup 3 ila 15 MPa aralığında değişmektedir. Self-adeziv rezin simanlar, minimum yüzey hazırlığı yapılarak dentin dokusu ile etkileşime girecek şekilde özel olarak tasarlanmıştır. Mineye olan bağlanma, fosforik asitlerin kullanımındaki kadar güçlü değildir. Mine marjinleri sağlamsa, bu simanlar kullanılırken fosforik asit ile asitlenmesi tavsiye edilir. Metal alaşımlara ve yüksek dayanımlı seramiklere bağlanma dayanım değerleri iyidir ^(20,36).

Reaksiyona girmemiş asit gruplarının varlığı, geleneksel rezin simanlara kıyasla su emilimini artırır. Florür içerikleri düşüktür (yaklaşık %10) ve cam iyonomer ve rezin

modifiye cam iyonomer simanların aksine, florür salınımı zamanla azalır. Florürün self-adeziv rezin simanlardaki yararlı etkileri klinik olarak kanıtlanmamıştır ^(20,36).

2.1.3. Rezin Simanların Genel Özellikleri

Rezin simanlar, kompozit rezinlerin az doldurucu içeren düşük viskoziteli varyasyonlarıdır. Rezin simanların mekanik özellikleri, organik matriksteki dönüşüm derecesine ve doldurucu içeriğine bağlı olarak değişmektedir. Doldurucu içeriği fazla olduğunda rezin simanın mekanik özellikleri iyileşmektedir ⁽¹¹⁾. Rezin simanların fonksiyonları, restorasyonların yerlerinde kalmalarını sağlayarak sızıntıyı önlemek, pulpa sağlığını korumak ve diş ile restorasyon arasındaki boşluğu doldurarak diş-restorasyon bütünlüğünü korumaktır ⁽¹¹⁾.

Rezin simanların, çözünürlüğünün düşük olması, sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı yüksek dayanım göstermesi, fonksiyon sırasında desimante olmayı engelleyen yüksek elastik modülüne sahip olması gibi diğer simanlara kıyasla üstün özellikleri bulunmaktadır ^(38, 39).

2.1.4. Rezin Simanların Yapısı ve Bileşenleri

Rezin simanlar, kompozit rezinlerden daha az doldurucu içeriğine sahip olduklarından viskoziteleri daha düşüktür ve ıslatılabilirlik özellikleri daha yüksektir. Bu sebeplerden dolayı, restorasyonun uyumlu bir şekilde simante edilmesine imkân sağlarlar ⁽⁴⁰⁾.

Diş hekimliğinde kullanılan rezin simanlar, rezin esaslı kompozit materyaller gibi, Organik polimer matriks faz, İnorganik faz ve Ara faz (bağlayıcı faz) olmak üzere üç ana bileşenden oluşmaktadır ⁽⁴¹⁾. Bu bileşenlere ilave olarak polimerizasyon başlatıcıları ve renk pigmentleri de rezin simanların yapısında yer almaktadır ⁽⁴⁰⁾.

1. Organik Polimer Matriks Faz

Rezin simanların organik polimer matriksini çoğunlukla, aromatik veya üretan diakrilat oligomerler oluşturmaktadır ⁽⁴⁰⁾. Kompozit rezinlerde en yaygın kullanılanları dimetakrilat esaslı 2,2-bis[4(2-Hidroksi-3-metakriloksipropiloksi)- fenil]propan (Bis-GMA) ve/veya üretandimetakrilat (UDMA)'dır ve bu monomerler yüksek moleküler ağırlığa (Bis-GMA: Mw = 512 g/mol , UDMA: Mw = 480 g / mol) sahiptir ^(40, 42). Bis-GMA ve UDMA monomerleri, polimerizasyonun devamını sağlayacak karbon çift bağlar içerirler. Her iki oligomerin, özellikle Bis-GMA'nın yüksek su emme

özelliğinden dolayı ve viskozitesinin oldukça fazla olması sebebiyle yapılarına; karbon çift bağları içeren, düşük molekül ağırlıklı trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi bileşenler ilave edilerek, viskozitenin düşürülmesi hedeflenmiştir ⁽⁴³⁾.

2. İnorganik Faz

Kompozit rezin simanlar, hibrit veya mikro dolduruculu yapıdan oluşmaktadır. Resin simanların içerdiği doldurucu miktarının, bağlanma dayanımını etkilediği düşünülmektedir. Hibrit olanların, mikro dolduruculu rezinlere göre daha iyi bağlanma dayanımına sahip olduğu belirtilmektedir ⁽⁴⁴⁾. Matriks içinde dağılmış halde bulunan çeşitli şekil ve boyutlardaki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, baryum, stronsiyum, iterbiyum, çinko, cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküller rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla matrikse eklenir ^(20, 45). Stronsiyum, baryum, zirkonyum ve iterbiyum elementlerinin atom ağırlığı yüksektir ve bu elementler radyoopasiteyi sağlamaktadır ⁽¹⁰⁾. Doldurucu partiküller simanın ağırlıkça %20-70'ini oluşturmaktadır. Simanın doldurucu partikül miktarı arttıkça aşınma direnci artar, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır ve artık simanın uzaklaştırılması kolaylaşır. Tüm bunların sonucunda rezinin dayanıklılığı da artar ^(46, 47). Ancak simandaki yüksek doldurucu miktarı viskoziteyi artırarak, restorasyonun dişe uygun bir şekilde yerleştirilmesini zorlaştıracak ve akıcılığı azaltarak film kalınlığını artıracaktır ⁽⁴¹⁾.

3. Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

Simanın inorganik doldurucuları ile organik oligomerleri arasında sıkı bir şekilde bağlanmayı sağlayan fazdır ⁽²⁰⁾. Bu bağlanma simanın üretim aşamasında silan bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Silan bir organik silikon bileşenidir ve en sık kullanılan bağlayıcı ajandır. Bir uçları hidroksil grupları ile bağlanabilirken, diğer uçları matriks fazdaki monomer ile çift bağlar şeklinde kopolimerize olabildiği için çift fonksiyonludur ⁽⁴⁷⁾. Sertleşme reaksiyonu sırasında silandaki karbon çift bağlar oligomerle reaksiyona girerek doldurucu ve polimer matriks arasında bağlantı oluşturur ⁽⁴⁸⁾. Silan bağlama ajanları rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirir, resin ile partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar ve su emilimini azaltır ⁽⁴¹⁾.

4. Polimerizasyonu Başlatıcı ve Hızlandırıcılar

Kimyasal olarak polimerize olan rezinlerde organik peroksit başlatıcısı ile tersiyer amin hızlandırıcısı reaksiyona girerek oligomer molekülü ile çift bağ yapacak olan serbest radikalleri açığa çıkarır ve böylece polimerizasyon başlar ^(20, 44).

Işık ile polimerize olan rezinlerde, 470 nm dalga boyundaki mavi ışık fotoaktivatör tarafından emilerek ışık aktivasyonu sağlanır. Kamforokinon çoğunlukla fotoaktivatör olarak kullanılmaktadır ⁽⁴⁹⁾. Fakat kamforokinon polimerize olmamış kompozit sarı bir renk verdiği için estetiğin önemli olduğu vakalarda tercih edilmemektedir ⁽²⁰⁾.

Kimyasal olarak ve ışık ile polimerize olan rezin simanların her ikisi de ışık aktivasyonunu takiben kimyasal aktivasyonu başlatan bileşenler içermektedir ⁽⁴⁰⁾.

2.1.5. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmaları ve adeziv sistemlerine göre iki ayrı şekilde sınıflandırılabilir ⁽¹¹⁾.

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre 3 gruba ayrılırlar ⁽⁵⁰⁾;

1. Kimyasal olarak polimerize olanlar (chemical-cure)
2. Işık ile polimerize olanlar (light-cure)
3. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olanlar (dual-cure)

Rezin simanlar adeziv sistemlerine göre 3 gruba ayrılır ⁽³⁹⁾;

1. Total-etch rezin simanlar (Asitlenen ve yıkanan, etch&rinse)
2. Self-etch rezin simanlar (Kendinden asitli)
3. Self-adeziv rezin simanlar

a. Rezin Simanların Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması

1. Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların tozu; borosilikat, silika cam veya polimer ile polimerizasyonu başlatan peroksitten oluşmaktadır. Likidi ise; Bis-GMA, reaksiyon hızlandırıcısı tersiyer amin ve dimetakrilat monomerleri içermektedir ^(40, 51).

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda polimerizasyon yavaş ve aşamalı olarak ilerlediği için, büzülme stresleri oldukça düşüktür. Fakat karıştırmaya başlanmasıyla reaksiyon gerçekleşeceği için çalışma süresi kısadır. Transludent restorasyonlarda kullanımının sınırlandırılmasının sebebi renk seçeneğinin kısıtlı

olmasıdır. Bu simanların dezavantajları, sertleştirme süresinin uzun olması, kısa çalışma süresine sahip olması ve yapısındaki aromatik tersiyer aminlerin zamanla renk değişimine uğramasıdır ⁽⁵²⁾.

Bu simanlar; endodontik postlarda, ışık ünitesinin ulaşamayacağı kalın veya opak tam seramik ve kompozit restorasyonlarda, tutuculuğun zayıf olduğu metal restorasyonlarda kullanılır ⁽⁵³⁾.

Panavia 21 (Kuraray), dual-polimerize olan Panavia F2.0'ın sadece opak renk simanı (Kuraray) ve C&B (Bisco) kimyasal yolla polimerize olan simanlara verilebilecek örneklerdir ⁽¹¹⁾.

2. Işık ile polimerize olan rezin simanlar

Bu grupta yer alan rezin simanlar, düşük viskoziteli Bis-GMA içerirler ve tek pat halinde kullanıma sunulmuşlardır. Polimerizasyon başlatıcı olarak 400- 500 nm dalga boyundaki ışığa duyarlı kamforokinon kullanılır. Reaksiyonu hızlandırma görevini alifatik amin gibi bir organik amin üstlenir ⁽⁵²⁾.

Işıkla polimerize olan rezin simanların estetik olması, çalışma sürelerinin uzun ve hekimin kontrolünde olması, renk stabilizasyonlarının iyi olması gibi üstünlükleri vardır. Ancak bu simanların önemli bir dezavantajı, uygulanan ışığın özelliğine bağlı olarak değişen derecelerde gerçekleşen polimerizasyon büzülmesidir ^(11, 52, 54).

Polimerizasyon büzülmesi oldukça düşük ışık enerjisi kullanıldığında bile kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlara göre fazladır. Bu nedenle ışık ile polimerize olan rezin simanların kullanım alanları sınırlıdır; sadece ışık kaynağının kolay ulaşabileceği ince (en fazla 1,5 mm kalınlığındaki) cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılır. 0,5-2,0 mm arasında değişen kalınlığa sahip porselenden, ışığın %2-3'ünün geçebildiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Gerekğinde ışığın uygulama süresinin uzatılması, yeterli polimerizasyon sağlayabilir ^(55, 56).

Işıkla polimerize olan rezin simanlar, laminate veneer restorasyonların simantasyonunda önerilmektedir. Diş yüzeyinin pürüzlendirilmesini takiben bağlayıcı ajanı uygulamasını gerektiren bu simanlarda, koyu diş rengini maskelemek amacıyla translusensiyi azaltmak için opak tonların kullanımı da mümkündür. Dual veya kimyasal polimerize rezin simanlar laminate veneer restorasyonların simantasyonunda

önerilmemektedir, çünkü bu simanların içeriğindeki aromatik tersiyer aminler zamanla renklenmeye neden olur ⁽⁵⁷⁾.

RelyX Veneer Cement (3M Espe), Choice 2 Light-Cured Veneer Cement (Bisco, Inc.), NX3 Nexus Third Generation Light- cured (Kerr) ve Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent) ışıkla polimerize olan rezin simanlara verilebilecek örneklerdir ⁽¹¹⁾.

3. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanlar

Günümüzde yaygın olarak kullanılan rezin esaslı yapıştırma simanları bu grupta bulunmaktadır. Işıkla polimerize olan rezinlerdeki kamforokinonu ve kimyasal polimerize olan kompozitlerin peroksit/amin bileşenlerini içerir. Universal patlar genellikle alifatik amin ve tersiyer aminleri içerirken, katalist pat bünyesinde benzoil peroksit bulundurur ⁽⁴⁰⁾.

Işık gücünün tamamının rezine ulaşmasının mümkün olamayacağı kalın restorasyonların simantasyonunda veya opak restorasyon materyalinin ışığın geçmesine izin vermeyeceği durumlarda tercih edilen bu simanlarda, ışık uygulaması polimerizasyonu başlatmaktadır. Ancak maksimum polimerizasyonu sağlayabilmek için otopolimerizan katalizöre ihtiyaç duyulmaktadır. Bu asama ihmal edilirse; sertlik, renk stabilizesi, su emilimi ve dayanıklılık gibi fiziksel özellikler olumsuz etkilenecektir. Kontrollü polimerizasyon sağlaması, yüksek bağlantı dayanımı, rahat çalışma imkânı ve estetik olması hem ışıkla hem kimyasal polimerize olan kompozit rezin simanların başlıca avantajlarıdır ^(51, 58).

Dual-cure rezin bazlı simanların ortaya çıkmasıyla, marjinal açıklık, yetersiz polimerizasyon, sekonder çürük ve marjinal infiltrasyon ile ilgili simantasyon prosedürlerinde önemli gelişmeler yaşanmıştır. Simantasyon prosedürleri, çok sayıda operatif adımdan dolayı dikkatli klinik manipülasyon gerektirir ve bu da onları kritik ve hassas bir teknik haline getirmektedir. Bu simanlara bağlanmayı artırmak için, diş yüzeyine asit uygulanması tavsiye edilir, bu durum diş hassasiyeti ile sonuçlanabilir ⁽⁵⁹⁾.

Dual polimerize simanların estetik bölgede kullanılacağı durumlarda marjinal bütünlüğü korumak ve arttırmak için mutlaka ışık ile polimerize edilmeleri önerilmiştir ^(39, 60).

RelyX ARC Adeziv rezin siman (3M Espe), NX3 Nexus 3.jenerasyon (Kerr), Panavia F2.0 (Kuraray), Variolink II (Ivoclar), RelyX Unicem (3M Espe) ve Maxcem (Kerr) dual polimerize rezin simanlara verilebilecek örneklerdir ⁽¹¹⁾.

b. Rezin Simanların Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması

Mine ve dentin dokularının yapısının farklı olmasından kaynaklanan bağlanmadaki sorunların önüne geçebilmek için dental adeziv sistemleri asit ile dağlama işleminin işlem prosedüleri arasında olup olmamasına göre sınıflandırılabilirdiği için rezin simanlar da benzer şekilde sınıflandırılabilirler. Sınıflandırmadaki total-etch ve self-etch rezin simanlara, 2002 yılında konvansiyonel simanların kullanım kolaylığı ile rezin simanların estetik kalitesi ve mekanik özelliklerini birleştirmeyi hedefleyen self-adeziv rezin simanlar dahil olmuştur ⁽⁶¹⁾.

1. Total-etch (Etch & rinse) Rezin Simanlar

Etch & rinse sistemler, klinik olarak güvenilen ve teknik olarak en karmaşık rezin simanlardır. Adeziv aşamaları asit, primer ve bonding uygulamalarını içeren 3 aşamadan oluşabildiği gibi, primer ve bonding ajanlarının bir çözücü içinde tek şişede bulunmasıyla 2 aşamalı da olabilir ^(56, 62). Yüzeyi tamamen pürüzlendiren üç aşamalı sistemler, uygulamada teknik hassasiyet gerektiren dezavantajına rağmen; uzun süreli bağlanma sağladığı için çoğu araştırmacı tarafından altın standart olarak kabul edilmektedir. Üç aşamalı sistemlerin hassas teknik uygulamalarından dolayı primer ve adezivin tek şişede birleştirildiği iki aşamalı total etch sistemler piyasaya sunulmuştur ^(55, 63).

Hazırlık aşamasında diş yüzeyine %30-40 oranında fosforik asit, mine için 30 sn., dentin için 15 sn. uygulanır. Uygulanan asit, dentinde tubullerin smear tıkaçlarını ve smear tabakasını kaldırarak intertübüler dentini 5-10 µm derinliğinde demineralize eder. Asit suyla uzaklaştırıldıktan sonra adezivin çözücü içeriği göz önünde bulundurularak dikkatli bir şekilde kurutulur veya nemli bırakılır ^(64, 65). Dentine asit uygulanmasıyla hidroksiapatitten (HA) yoksun olan kolajenin mikropöröz yapısı ortaya çıkar ve kollajen fibrillerin içine rezin infiltrasyonu ile hibrit tabaka oluşumu gerçekleşir. Yani total etch adezivlerin dentine bağlanma mekanizması difüzyon esaslıdır ve gerçek bir kimyasal bağlantı görülmez çünkü monomerler HA'ten yoksun olan kolajene zayıf afinite göstermektedir ⁽⁴⁰⁾.

Dentinin neme olan duyarlılığı, geleneksel total-etch sistemlerin en önemli dezavantajıdır ⁽⁶⁶⁾. Dentin kolajenleri arasında fazla miktarda su bırakılırsa, bağlantı ara yüzeyinde demineralize kısımların kalması sonucu adeziv dentin ara yüzünde interfasiyal yıkımlar oluşur ve bağlantı gücü zayıflar ^(67, 68). Asit uygulanmış dentinin aşırı kurutulması da kolajen fibrillerin hidrolize olması sonucu rezinin çözünmesine ve dolayısıyla bağlantının zayıflamasına sebep olabilir ⁽⁶⁹⁾.

Üç aşamalı total-etch simanlar, oldukça iyi bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Bu başarıyı dentin hibridizasyonu ve mine ile olan optimal bağlantıyla sağladıkları belirtilmektedir ^(54, 70). Ancak çoklu aşamaya sahip olmaları ve teknik hassasiyet göstermeleri dezavantajlarıdır. Ayrıca dentin dokusunun kuru veya ıslak bırakılmasına göre post-operatif hassasiyet oluşturdıkları bildirilmiştir ⁽⁷⁰⁾.

İki aşamalı total-etch simanlar, aşamaların kısılması açısından daha cazip gelse de dentine penetre olması zordur, eksik tabaka oluşturmaması için bir kaç kat uygulanması gerekebilir. Yapılan çalışmalarda iki aşamalı etch&rinse adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının, geleneksel üç aşamalı adezivlerden daha az olduğu bildirilmiştir ^(60, 71).

RelyX ARC (3M Espe), Variolink II (Ivoclar), Choice 2 (Bisco), RelyX Veneer (3M Espe), Calibra Veneer (Dentsply, Caulk) veNX3 Nexus (Kerr) total-etch rezin simanlara verilebilecek örneklerdir ⁽¹¹⁾.

2. Self-etch Rezin Simanlar

Kendinden asitli adezivlerde ek bir fosforik asit basamağı olmadığı için yıkama işleminin ortadan kaldırılması sonucu, uygulama sırasında oluşabilecek hata riskinin azaltılması ve klinik uygulama zamanının kısaltılması hedeflenmektedir. Bu yaklaşımda asidik monomerler kullanılır ve bu monomerler, dentin ve/veya minede pürüzlendirme ve primer uygulanması işlemlerini eşzamanlı olarak gerçekleştirir. Bu adeziv sistemlerde smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortadan kaldırılmadan modifiye edilerek hibrit tabakaya dahil olur. Mine ve dentin içerisine ko-monomerlerin diffüze olmasıyla rezin uzantılar oluşur. Asidik ko-monomerlerin penetrasyonu ile dentin dokusunun dekalsifikasyonunun aynı seviyede kalarak post-operatif hassasiyeti ortadan kaldırdığı belirtilmektedir ^(41, 63).

Kendinden asitli rezin siman sistemleri iki veya tek aşamalı olarak uygulanmaktadır. İki aşamalı kısım prepare diş yüzeyine, bir kendinden asitli (self-etch) primer (asidik

primer) ve bonding ajanının uygulanması şeklindeyken, tek aşamalı uygulama geleneksel üç aşamanın fonksiyonlarını bir araya getirmeyi amaçlar ⁽¹¹⁾.

Self-etch sistemlerin tek aşamalı uygulamalarında kullanılan asidik materyallerin pH değerleri 1.5-2.5 arasında değişmektedir. Bu derece yüksek asitliğe sahip bu materyallerin yüksek oranda su emilimine bağlı olarak adeziv boyunca sıvı geçişine izin verdikleri belirtilmiştir. Bu durumun da, rezin polimerizasyonunu inhibe ederek bağlanmayı olumsuz etkilediği gösterilmiştir. Bundan dolayı, tek aşamalı bağlayıcı sistemlerin rezin bazlı yapıştırıcı simanlarda kullanımı önerilmemektedir ^(55, 72).

Bu bağlayıcı sistemleri içeren rezin simanların, asitlenen ve yıkanan simanlara göre mineye daha zayıf bağlanma dayanımı gösterdikleri belirtilmiştir ⁽⁷³⁾.

4 adet total-etch adezivin (Excite, Prime & Bond NT, Single Bond, One Coat Bond) ve 5 adet self-etch adezivin (Clearfil SE Bond, Xeno III, Prompt L-Pop, AQ Bond, Tyrian/One Step Bond) dentine mikrogerilme bağlanma dayanımlarını karşılaştıran bir çalışmada total-etch grupları arasında önemli bir fark görülmemiştir. Ancak total-etch grubu, Clearfil SE Bond dışındaki self-etch adeziv sistemlerden daha yüksek mikro çekme bağlanma dayanımı göstermiştir ⁽⁷⁴⁾.

Her adeziv sistemin fonksiyonel monomer özellikleri, asitlik derecesi, hidrolitik stabilitesi ve kimyasal bağ yapabilme kapasitesi farklıdır. Bu nedenle, kendinden asitli farklı adeziv sistemlerin performanslarını karşılaştıran çalışmalarda farklı sonuçlar bulunması muhtemeldir ⁽⁷⁵⁾.

Panavia 21 (Kuraray), Panavia F2.0, RelyX Ultimate (3M Espe), Clearfil Esthetic Cement Ex (Kuraray) ve Multilink (Ivoclar) self-etch rezin simanlara verilebilecek örneklerdir ⁽¹¹⁾.

3. Self-adeziv Resin Simanlar

Self adeziv rezin simanlar tam seramik, metal veya indirekt kompozit restorasyonların ve fiber postlar dahil postların adezivle yapıştırılması için tasarlanmış en güncel yapıştırma simanıdır ⁽⁴⁸⁾. Bu simanlar diğer rezin simanlar gibi uygulama öncesi diş yüzeyinde bir hazırlık gerektirmedikleri için adeziv simantasyon prosedürünü basitleştirerek zaman kazanırlar. Dual-polimerize olan bu simanlar dentine bağlanmada etkili olarak kullanılmaktadır ⁽⁷⁶⁾.

Bu sınıftaki ürünlerin ilk jenerasyonu, toz haline getirilebilir kapsüller aracılığıyla veya elle karıştırılması gereken toz-likit formülasyonları şeklindeydi. Günümüzde kullanılan yeni jenerasyonlar, statik bir karıştırıcıyla otomatik olarak karıştırılabilen iki patlı sistemler şeklindedir ⁽²⁰⁾.

Self-adeziv rezin simanların ilk örneği RelyX™ Unicem (3M Espe)'dir ve self-etch bağlama ajanlarında kullanılanlara benzer fosforile dimetakrilat monomerlerden oluşan bir likit içerir. Doldurucu materyali, cam iyonomerlere benzer reaktif bir camdan ve donma işlemi sırasında asidik monomeri nötralize ederek, hidrolizi önleyen kalsiyum hidroksitten oluşur; böylece uzun vadeli stabilite sağlar. Siman dual-cure'dir, yani hem kimyasal yolla hem de ışık ile polimerize olabilir. Sertleşme reaksiyonu sırasında metakrilat gruplarının polimerizasyonunu sağlamak için özel redoks polimerizasyon başlatıcıları geliştirilmiştir ⁽⁴⁸⁾.

İndirekt kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılan self-adeziv rezin simanlarda Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA çapraz bağlı monomer olarak bulunurken; 4-META, HEMA-P, PENTA-P, 10-MDP ve fosforik asit ester monomeri self-etch adeziv monomer olarak bulunmaktadır ⁽⁴¹⁾.

Biyouyumluluk açısından, self-adeziv rezin simanlar; rezin siman ve asit bazlı simanlardan daha yüksek sitotoksosite göstermektedir. Dual-cure simanlar kullanıldığında sitotoksosite azalmaktadır. Simanların mekanik özellikleri ticari materyallere göre değişir, ancak geleneksel rezin simanlardan genel olarak biraz daha düşüktür ⁽²⁰⁾.

Düşük postoperatif hassasiyet insidansı, self-adeziv simanları kullanırken klinik olarak önemli bir avantajdır. Bunun, dentinin fosforik asitle aşındırılmasına gerek duyulmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir ⁽²⁰⁾.

Self-adeziv rezin simanların hem diş yapısına hem de sabit protez materyallerine oldukça iyi adezyon göstermeleri hakkında çok sayıda rapor yayınlanmıştır ^(77, 78). Bir çalışmada, tam seramik kronlar Unicem ile yapıştırıldıktan sonra, oral stres simülasyonuna tabi tutularak değerlendirildi. Taramalı elektron mikroskobu, geleneksel adeziv sistemle bağlanmış yapıştırma simanlarına benzer miktarda oldukça iyi marjin yüzdesi gösterdi ⁽⁷⁹⁾. Optimum adezyon elde etmek için, asidik fosfat monomeri uygulandıktan sonra simanın koronal dentin yapısına akmasını sağlamak için doğru oturma kuvvetinin kullanılması önemlidir ⁽⁸⁰⁾.

Self-adeziv rezin simanların; nemi tolere edebilmesi, flor salınımı yapması, radyoopak olması, hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olabilmesi, çeşitli renk seçeneği sunması, boyutsal stabilitesi ve tatmin edici mekanik özellikleri oldukça önemli avantajlarıdır ⁽⁴⁰⁾. Bunlara ek olarak, diş yüzeyinde ön hazırlık gerektirmediği için uygulama basamaklarını azaltarak hastanın koltukta kalacağı süreyi kısaltır ve adeziv prosedürün uygulanması sırasında oluşabilecek teknik hataları da en aza indirir. Ayrıca smear tabakası kaldırılmadığı için postoperatif hassasiyeti önler ⁽⁶¹⁾.

Clearfil SA (Kuraray), RelyX Unicem, Unicem 2 (3M Espe), Monocem (Shofu), G-CEM (GC), BisCem (Bisco), SmartCem 2 (Dentsply), Bifix SE (Voco), iCem (Heraeus), Multilink Sprint, Speed Cem (Ivoclar) ve Maxcem Elite (Kerr) günümüzde kullanılan self-adeziv simanlara verilebilecek örneklerdir ⁽³⁶⁾. Bu simanların kullanıldığı in-vitro çalışmalarda, dentin yüzeyine asit işlemi uygulandığında bağlantı dayanımının azaldığı belirtilmiş, bu yüzden selektif pürüzlendirme önerilmiştir ⁽⁸¹⁾.

2.2. Adezyon

Adezyon, iki materyalin birbirleri ile tam temas etmesi durumunda bunları bir arada tutan ve birbirine benzemeyen moleküller arasındaki çekim kuvvetidir. Bir materyalin (adeziv) diğeri ile (adherent) katı veya sıvı etkileşiminin tek bir arayüzde toplanması ile oluşur. Kohezyon, bir materyal içindeki benzer atom veya moleküller arasında görülen çekim kuvvetidir. Adezyonu oluşturan ara tabakaya adeziv, adezivin uygulandığı materyale adherent denilmektedir ⁽⁸²⁾.

Adezyon için birleşecek yüzeylerin temiz ve kuru olması şarttır. Bunun dışında ıslanabilirlik, yüzey enerjisi, temas açısı, viskozite ve yüzey pürüzlülüğü de adezivin bağlanmasını etkiler ⁽¹⁰⁾.

-Islanabilirlik: Adezyonun gerçekleşmesi için, sıvının tüm yüzey boyunca yayılıp katıya bağlanması olayı ıslanma olarak adlandırılır. Eğer sıvı, yüzeyi ıslatmazsa sıvı ve yüzey arasındaki adezyon yok sayılabilir. Islanabilirliği etkileyen en önemli faktör, adeziv ve katı yapının yüzey enerjisidir ⁽⁴¹⁾.

-Yüzey enerjisi: Maddenin yüzeyinin birim alanındaki enerji artışıdır. Substratın yüzey enerjisini düşüren faktörler tükürük, biofilm ve diğer organik debrislerdir ⁽⁸³⁾.

-Temas açısı: Adeziv ile adherentin ara yüzeyinde adezivin oluşturduğu açıdır. Sıvının yüzey gerilimine ve katının da yüzey enerjisine bağlıdır. Bir materyalin yüzey enerjisi

ne kadar fazla ise, uygulanan adeziv yüzeye o kadar iyi yayılır. Islanabilirlik, temas açısının 90° den küçük olduğu durumlarda iyidir. Temas açısı sıfır olduğunda mükemmel ıslanabilirlik vardır ⁽²⁰⁾.

-Visközite: Yüzey gerilimi altında akışkanın deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Bir adezivin etkinliği, katının yüzeyinde dağılabilmesine bağlıdır. Çok yüksek visközite; sıvının yüzeyler üzerinden akmasını engelleyerek pürüzlü bölgelere penetrasyona neden olur ⁽¹⁰⁾.

-Yüzey pürüzlülüğü: Yüzeydeki pürüzlerin bağlantıyı arttıracak bir avantaj sağlayarak, ideal bir adezyon oluşturabileceği belirtilmektedir ⁽⁸²⁾.

Adezyon (bağlanma) için üç farklı mekanizmadan bahsedilmektedir ⁽⁴⁵⁾:

1-Fiziksel adezyon: Sekonder kuvvetler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen, Van der Waals kuvvetleri, hidrojen bağları ve diğer elektrostatik etkileşimleri içeren oldukça zayıf bir bağlanma türüdür.

2-Kimyasal adezyon: Atomlar arasındaki iyonik, kovalent, metalik bağlar gibi primer kimyasal bağların etkileşimiyle oluşmaktadır.

3-Mekanik adezyon: Adezivin adherent üzerindeki undercutlara ve düzensiz girintilere bağlanmasıdır. Bu adezyon türünde, materyal akışkanlık özelliğinden dolayı bir çıkıntı etrafına akarak tutunma gerçekleştirir (örn; rezinin penetre olması ve rezin tagların oluşumu). Dental adezyonun neredeyse tüm olguları öncelikle mekanik adezyona dayanmaktadır.

Adeziv bağlanmada üç bölgede kopmalar oluşarak başarısızlık görülebilir ⁽⁸³⁾:

-Adeziv başarısızlık: Adeziv ve bağlandığı materyalin (diş/restorasyon) arayüzünde meydana gelen kopmadır.

-Koheziv başarısızlık: Adeziv koptuğunda bağlandığı her yüzeyde (diş ve restorasyon) adeziv bulunmasıdır.

-Mix başarısızlık: Adeziv ve koheziv başarısızlık modlarının aynı anda örnek yüzeylerinde görülmesidir.

2.2.1. Dentinin Yapısı ve Bağlanmadaki Rolü

Dentin, yapısında ve içeriğinde patolojik ve fizyolojik değişikliklerin olduğu canlı ve oldukça dinamik bir dokudur. Dentinin esas yapısında mineral, organik matriks ve su

bulunmaktadır. Ağırlığının yaklaşık %70'i mineral, %20'si organik matriks, geriye kalan kısmı sudur. İnorganik içerik hidroksiapatitten, organik içerik Tip I kollajenden oluşmaktadır ⁽⁴⁶⁾.

Dentini meydana getiren yapılar; dentin tübülleri, dentin dokusunu oluşturan odontoblast hücreleri ve bunların uzantıları olan Tomes lifleri ile intertübüler dentindir. Dentin tübülleri, pulpa-dentin sınırından başlayarak mine-dentin sınırına kadar kesintisiz 'S' şekli çizerek uzanan dentin kanallarına verilen isimdir. Dentin hacminin %20-30unu oluştururlar. Çapları 0.5-0.9 µm arasında değişir ⁽⁸⁴⁾. Tübüllerin çapı pulpaya yaklaştıkça artar ve 2-3 µm'a kadar ulaşır. Aynı şekilde tübül sayısı da pulpaya yaklaştıkça artar; mine dentin sınırında 20000/mm² iken, pulpaya komşu bölgede 45000/mm² dir ⁽⁸⁵⁾. Dentin derinleştikçe dentin tübüllerinin sayıları ve çapları arttığından dolayı pulpaya yaklaştıkça dentinde geçirgenlik artmaktadır ⁽⁸⁶⁾.

Dentin kanallarının içinde, gövdesi pulpanın çeperlerine sıralanmış olan odontoblast hücrelerine ait uzantılar bulunmaktadır. Bu uzantılar 'Tomes lifi' olarak adlandırılır. Dentin kanallarının çeperi ve tomes liflerinin arasında kalan kalsiyum ve fosfata doymuş olan sıvı 'Dentin lenfi'dir. Dentinin hassasiyet mekanizmasında ve adezivin bağlanmasında önemli rolü bulunmaktadır ⁽⁸⁷⁾. Dentin lenfinin akışı (pulpal basınç), pulpadan mine dentin sınırına doğru ortalama 25-30 mm/Hg 'dır. Dentin ile pulpa arasındaki basınç farkından dolayı tübüllere doğru hareket eden bu sıvı, kavitenin nemlenmesine sebep olmaktadır. Mineye kıyasla dentine bağlanmanın daha zor gerçekleşmesinin nedeni de budur ⁽⁴⁶⁾.

2.2.2. Dentine Adezyon

Mineye bağlanma kısa sürede rutin hale gelmişken; her preparasyonun mine seviyesinde olmaması, dentinin açığa çıktığı durumlarda dentine de bağlanma ihtiyacı doğurmuştur. Ancak dentinin kompleks histolojik yapısı ve değişiklik gösteren özellikleri bağlanmanın hem zor hem de daha düşük olmasına neden olmaktadır. Dentine bağlanmayı önemli derecede etkileyen faktörler, dentin dokusunun kişilere, dişlere ve aynı dişin farklı bölgelerine göre farklı özellikler göstermesidir ⁽⁸⁸⁾.

Dentin adezyonunda rol oynayan mikroyapısal elemanlar; smear tabakası, dentin sklerozisi, dentin tübüllerinin boyutu ve yoğunluğudur. Adezyon, tübüllerin yoğunluğuna bağlı olarak değişen nemlilikten etkilenir. Dentinin derin kısımlarında tübül yoğunluğunun artmasına bağlı olarak arayüzde oluşan nemlilik artacağı için,

adezivlerin yapışma gücü yüzeyden daha düşüktür. Güncel dentin bonding ajanlarında hidrofilik monomerlerin nemli yüzeye de tutunabildiği belirtilmektedir ⁽⁸⁹⁾.

Smear tabakası, preparasyon sırasında açığa çıkan dentin talaşlarının dentin tübüllerinin ağzını tıkaması sonucu oluşan bir birikim tabakası olarak tanımlanır. Bu tabaka taramalı elektron mikroskop (SEM) çalışmalarına göre 0.5-2 µm kalınlığındadır. Smear tabakasının dentin geçirgenliğini %86 oranında azaltarak difüzyonu önlediği belirtilmektedir ⁽⁴⁶⁾.

Smear tabakası klinik koşullarda; tükürük, bakteri, denature kollojen fibrilleri ve hidroksiapatit kristalleri içermektedir. Bu tabaka ağırlıklı olarak dentin tübüllerinin içinde ya da intertubuler dentinde oluşur ve tıkaç gibi kapatarak, dentin lenfinin kaviteye akışını engeller ⁽⁹⁰⁾.

Smear tabakasının dentine bağlanması zayıf olduğu için, adeziv dişhekimliğinin gerektirdiği restoratif işlemlerin bir parçası olarak smear tabakası kaldırılmalı, modifiye edilmeli veya üzerine rezin uygulanarak restoratif materyal ve diş arasında bağlanma sağlanmalıdır. Smear tabakasının neden olduğu bu zayıf bağlanmanın üstesinden gelmek için iki farklı strateji kullanılır; smear tabakasını çözmek (total-etch yaklaşım) ve smear tabakasına penetrasyon sağlamak (self-etch yaklaşım) ⁽⁹¹⁾.

Hibrit tabaka, Tüm adeziv sistemlerin hibrit tabaka oluşumuyla ilgili mekanizmaları ortaktır. Bu; mikromekanik kilitlenme sağlayan ve demineralizasyon, infiltrasyon ve polimerizasyonu içeren bir süreçtir ⁽⁹²⁾. Hibrit tabaka; asit uygulanmasıyla açığa çıkan kollajen matriks içine, bir solvent içinde çözünmüş olan adeziv rezin komonomerlerinin infiltre olması sonucu oluşur. “Rezin infiltre tabaka” ya da “Rezinle güçlendirilmiş tabaka” olarak da adlandırılmaktadır ⁽⁹³⁾. Ardından polimerize olan rezin, restorasyon ile dentini birbirine bağlar. Adeziv monomerin bir kısmı, hibrit tabakanın üst tarafında, açığa çıkan kollajen fibriller arasından uzaklaşır. Nanosızıntının sebebi bu tabakadır ⁽⁹⁴⁾.

Bağlayıcı sistemin kimyasal içeriğine göre hibrit tabakasının derinliği 0,1-5 µm arasında değişmektedir. Asitlemenin aşırı yapılması dentini 1-10 µm derinliğe kadar dekalsifiye edebilmektedir. Eğer bu dekalsifiye alan tamamen primer ajanlar ile doldurulmazsa kırılmalara neden olabilmektedir ⁽⁹⁴⁾.

Sklerotik dentine bağlanma kuvveti normal dentinden yaklaşık %30 daha düşüktür. Çünkü, mineral tuzlarının çökmesiyle tübüllerin kapanması sonucu rezin uzantıları oluşmamaktadır ⁽⁹⁵⁾.

Sklerotik dentinde gerçekleşen demineralizasyon ve remineralizasyon reaksiyonları sonucu intertübüler dentinde mineral kaybı görülmektedir. Bundan dolayı dentinin mikrosertliğinde yaklaşık %50 oranında azalma olmaktadır ⁽⁹⁵⁾. Sklerotik dentindeki tıklı dentin tübülleri içerisinde interdiffüzyon zonu oluşturmak zordur. Aside dayanıklı hipermineralize tabaka ve bu tabakanın altında bulunan remineralize denature kollajen, asitlenmeyi engeller ⁽⁹⁶⁾.

2.2.3. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Adeziv restoratif diş hekimliğindeki gelişmeler, klinik uygulamalarda ciddi değişikliklere sebep olmuştur. Dental adezivlerin mine ve dentine bağlanma dayanımları günümüzde büyük ilgi görmektedir. Özellikle adeziv restoratif materyaller için bağlanma dayanımı testleri kullanılmakta ve yüksek bağlanma dayanımlarının klinik performans olarak iyi bir ölçü olduğuna inanılmaktadır. Bağlanma testlerinin sonuçlarına göre diş dokuları ve maddelerin birbirlerine olan bağlanma etkinlikleri değerlendirilmektedir ⁽⁹⁷⁾.

Bu test yöntemleri ⁽⁹⁸⁾;

Makaslama (shear), gerilme (tensile), tek düzlem kesme (single plane shear), delme-kesme (shear punch), mikro-makaslama (micro-shear), mikro-delme-kesme (micro-shear punch), direkt veya oblik gerilme (oblique-tensile), mikro gerilme (micro-tensile)'dir.

Makaslama (shear) ve mikro-gerilme (micro-tensile), in vitro koşullarda dental materyallerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlanma dayanımlarını belirlemede en çok kullanılan test yöntemleridir. Bu test yöntemleriyle elde edilen bağlanma dayanımı sonuçları daha güvenilirdir ⁽⁹⁹⁾.

Mikro-gerilme (micro-tensile) testi; diş sert dokusu ve adeziv arasındaki bağlanma dayanımını ölçebilen güvenilir bir test yöntemidir. Bu testte yapışma bölgesi diş yüzeyine dik olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır ve bir diştten birçok örnek elde edilebilir ⁽¹⁰⁰⁾. Mikrogerilme bağlanma dayanımı testinde daha çok adeziv başarısızlık görülürken, koheziv başarısızlık daha az saptanır ve daha yüksek

bağlanma dayanımı değerleri elde edilir. Küçük yüzey alanı ile çalışılması nedeniyle genellikle diş ile adeziv arasındaki bağlanma dayanımı çalışmalarında kullanılmaktadır. Stres dağılımı homojen oluşturulur ve örneği sabitlemek kolaydır. Bağlantı dayanımlarının karşılaştırılabilmesi hassastır ^(101, 102). Bu testte, örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılanmasından kaynaklanan artefakt sonuçlarına dikkat edilmelidir ⁽⁹¹⁾. Mikrogerilme testinin avantajları göz önünde bulundurulduğunda, adeziv sistemlerin bağlanma etkinliklerini değerlendirmede güvenilir bir yöntem olduğu için yaygın kullanım alanı vardır ⁽¹⁰³⁾.

Makaslama (shear) testi; bağlanma dayanımını değerlendirmede kullanılan popüler bir testtir ⁽¹⁰⁴⁾. Bu testte, yapışma bölgesi diş yüzeyine paralel olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Örnekler makine içinde sabitlenerek diş yüzeyine paralel şekilde belli bir hızla hareket eden makaslama kafası yardımı ile kırılır ⁽⁹¹⁾. Mikrogerilme testine göre örnek hazırlama protokolü daha kolaydır ve sonuçlar daha hızlı elde edilir ⁽¹⁰²⁾. Ancak bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres birikiminden dolayı koheziv kırıkların daha çok görülmesine ve buna bağlı olarak da elde edilen sonuçların yanlış yorumlanmasına neden olabilmektedir ⁽¹⁰⁵⁾. Ayrıca standardizasyonu sağlama güçlüğü testin sınırlamaları arasında yer almaktadır ⁽¹⁰⁶⁾.

2.3. Tükürük

Tükürük, ağızda olası patojenlere maruz kalan oral dokuların bütünlüğünü sağlamaya yardımcı iki temel savunma sisteminden biridir. Antibakteriyel, fiziksel ve kimyasal özelliklerinden dolayı koruyucu etkileri bulunmaktadır. Tamponlama hareketi, şeker dilüsyonu ve klirens, sindirim, nemlendirme ve hidrasyon, lubrikasyon ve koruma bunlardan birkaçıdır ⁽¹⁰⁷⁾.

Tükürük temelde minör ve majör tükürük bezlerinden salgılanmaktadır. Toplam tükürüğün yaklaşık %90'ını majör tükürük bezleri, %10'unu minör tükürük bezleri salgılar. Parotis, submandibular ve sublingual bezler majör tükürük bezleridir. Minör tükürük bezleri temel olarak mukus salgılayan bezlerdir. Bulundukları bölgelere göre adlandırılırlar; yanaklarda glandulabuccales, dudaklarda glandulalabiales gibi ⁽¹⁰⁸⁾.

Tükürük, renksiz ve opak bir sıvıdır. Tükürüğün pH'sı ilk salgılandığında hafif asidiktir ve uyarılmasına bağlı olarak tamponlama kapasitesi artar. Tamponlama kapasitesinin artışı bikarbonat (HCO_3^-) miktarını artırarak pH'ı yükseltir. Tükürüğün normal pH'ı 6.5-7.4 arasındadır ⁽¹⁰⁹⁾.

Normal erişkin bireylerde günlük salgılanan tükürük miktarı 1-1.5 litre arasındadır. Tükürük salgılanması, uyaran ile salgılanma ve dinlenim halinde salgılanma olarak farklılık gösterir ⁽¹¹⁰⁾. Çiğneme ve yemek yeme sırasında tükürük uyarılırken, uyku sırasında tükürük sekresyon hızı iyice düşmektedir. Uyarılmış tükürük akış hızı dakikada 1 ml'den büyük olurken, istirahat halinde 0.3-0.5 ml/dk olur. Vücudun su içeriği %8 oranında azaldığı zaman tükürük salgısı durur. Bu yaklaşık olarak 3,5 litrelik bir sıvı kaybına karşılık gelmektedir ⁽¹¹¹⁾.

2.3.1. Tükürüğü Oluşturan Bileşenler

Tükürüğün yaklaşık %99'u sudan, geri kalanı ise organik ve inorganik maddelerden oluşmaktadır. Organik kısmı oluşturan proteinler %0.1-%0.2 oranında bulunur. Ayrıca tükürük eser miktarda lipid ve serbest karbonhidratlar da içermektedir ⁽¹¹²⁾.

Tükürüğün inorganik yapısını Ca^{+2} , Na^+ , Mg^{+2} , K^+ , H_2PO_4^- , HCO_3^- , F^- , I^- ve Cl^- iyonları oluşturmaktadır. Bu inorganik bileşenlerden bikarbonat, pH tampon sisteminin temelini oluşturduğu için oldukça önemlidir. Kalsiyum, fosfat ve florür iyonları da dişin mineral bütünlüğünün korunmasında büyük öneme sahiptir. Bu iyonlar diş sert dokularını mikrobiyal asitlere karşı koruyarak demineralizasyonu önler ve remineralizasyonu destekler ⁽¹⁰⁷⁾.

Tükürüğün organik yapısını majör bez kaynaklı olduğu bilinen en az 40 tükürük proteini oluşturmaktadır. Bu proteinler yiyeceklerin sindirimi, nötralizasyon ve oral floranın düzenlenmesi gibi tükürüğün birçok fonksiyonuna yardımcı olmaktadır. Total protein miktarının %70'ini prolinden zengin proteinler (PRP) meydana getirmektedir. Bu PRP'ler, asidik (a-PRP), bazik (b-PRP) ve glikozillenmiş (g-PRP) olarak gruplandırılmaktadır. a-PRP'lerin fonksiyonu, Ca iyonuna bağlanarak tükürükteki iyonik Ca konsantrasyonunu düşürmek ve minenin stabilizasyonuna yardımcı olmaktır. Esas olarak Ca homeostazisinde görev alan a-PRP'ler aynı zamanda mine pelikül oluşumunda da etkilidir ⁽¹¹³⁾.

Salgısal immünglobulin A, G ve M, laktoferrin, lizozim, histatin, tükürük peroksidazları, prolinden zengin proteinler, staterin, sistatin ve defensin, tükürüğün antimikrobiyal etkinliğe sahip proteinleridir ⁽¹⁰⁷⁾. Bu proteinlerden salgısal IgA, en önemli savunma mekanizmasını oluşturmaktadır ve oral kavitenin başlıca Ig'dir. Mikrobiyal ataklara karşı ilk savunmayı yapan moleküldür. Salgısal IgA çürük oluşumu üzerinde immunolojik bir kontrole sahiptir. Karyojenik mikroorganizmaların

enzim inhibisyonunu sağlayarak diş sert dokularına adezyonunu önler ve mukozal sağlığın devamlılığına katkıda bulunur ⁽¹¹⁴⁾.

Müsinler, çözünürlüğü düşük, viskozitesi yüksek ve kuvvetli yapışkan özelliği bulunan yüksek molekül ağırlıklı proteinlerdir. Ağız içi yumuşak ve sert dokuların üzerini kaplayan vizköz tabakanın büyük bir kısmını meydana getirirler. Müsinler bir glikoprotein ailesi üyesidir ve tükürük proteinlerinin %26'dan fazlasını oluştururlar. %70-80 oranında karbonhidrat içerirler ve lubrikasyon, hidrasyon ve oral kavitenin korunmasından sorumludurlar.

Mikroorganizmaların diş dokularına adezyonunu seçici olarak ayarlayarak bakteri kolonizasyonunun kontrolüne katkı sağladıklarından dolayı antibakteriyel etkinlikleri bulunmaktadır ⁽¹¹³⁾.

2.3.2. Yapay (Sentetik) Tükürük

Yapay tükürük insan tükürüğüne olabildiğince yakın fiziko-kimyasal özellikleri olacak şekilde elde edilmiştir. Tükürük azlığı gösteren Xerostomili hastalarda bu sorun yapay tükürük ile giderilmeye çalışılmaktadır. Tükürüğün antibakteriyel aktivitesinin önemi göz önüne alınırsa, tükürük salgısının herhangi bir sebeple azaldığı hastalarda, klinik olarak doğal tükürük uyarılmasının ne kadar yararlı olacağı tahmin edilebilir. Islatma ve yıkama için sentetik tükürüğün önemi büyüktür, ancak doğal tükürük ile karşılaştırılamayacak kadar az bir koruma sağlamaktadır. Tükürük çok karmaşık bir yapıya sahip olduğundan ve içindeki komponentlerinin değerlerindeki değişkenlikten dolayı yapay tükürük elde edilmesi oldukça zor bir iştir ⁽¹¹⁵⁾. Tükürük komponentlerindeki bu değişkenlikler, beslenme alışkanlıklarına, alınan ilaçlara, günün hangi saati olduğuna, yaşa ve hastalıklara bağlıdır. Bu nedenle tek bir tükürük formülünün gerçek tükürüğü taklit edip edemediği bilinemez. Farklı oranlarda ve değişik çeşitlerde tuz içeriğine sahip birçok yapay tükürük karışımı elde edilmiştir. Bu karışımların arasında günümüzde en yaygın kullanılan formül, Fusayama'ya ait olan yapay tükürük formülüdür ⁽¹¹⁶⁾.

Adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımlarında kontaminasyonun etkileri tartışmalıdır. Yapılan birkaç çalışmada, yapıştırma prosedürleri öncesinde veya sırasında diş yüzeyinin kontaminasyonu, bağlanma kalitesinin düşmesine neden olmuş ve bu durum mikro sızıntıyla veya restoratif materyal kaybıyla sonuçlanmıştır ^(5, 117), diğer çalışmalar çelişkili sonuçlar bildirmiştir ⁽¹¹⁸⁾.

Tükürük kontaminasyonunun rezin simanların bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştıran çok az çalışma yapılmıştır. Bu nedenle çalışmamızda, rezin simanların dentine bağlanma dayanımında tükürük kontaminasyonunun etkisine bakılmıştır.

Bu çalışma ile şu sıfır hipotezlerin test edilmesi amaçlanmaktadır:

- 1- Resin simanların dentine bağlanma dayanımında tükürük kontaminasyonunun etkisi bulunmamaktadır.
- 2- Farklı resin simanların dentine bağlanma dayanımları arasında fark bulunmamaktadır.



3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada, beş farklı adeziv rezin simanın koronal dentine bağlanma dayanımlarında tükürük kontaminasyonunun etkisi, mikro gerilim bağlanma testi ile değerlendirilmiş ve in vitro şartlarda insan büyük azı dişi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.1. Çalışmaya Dahil Edilecek Olan Dişlerin Toplanması

Bu çalışma için son 3 ayda çekilmiş çürük ve restorasyon içermeyen 36 adet insan büyük azı dişi toplandı. Dişlerin yüzeyindeki yumuşak ve sert doku kalıntıları çekimden hemen sonra periodontal küret ile uzaklaştırıldı ve dişler çalışmanın başlangıcına kadar %0.5'lik timol solüsyonunda bekletildi.

3.2. Materyal Seçimi

Çalışmamızda 5 farklı rezin siman test edilmiştir. Test edilen rezin simanlar GC Fujicem Evolve (GC Avrupa), RelyX U 200 (3M Espe, ABD), G-Cem Veneer (GC Avrupa), Panavia V5 (Kuraray, Japonya) ve Panavia F 2.0 (Kuraray, Japonya)'dır (Şekil 3.2.1 A, B, C, D, E).



Şekil 3.2.1 A) Çalışmada kullanılan GC Fujicem Evolve rezin simanı



Şekil 3.2.1 B) Çalışmada kullanılan RelyX U 200 rezin simanı



Şekil 3.2.1 C) Çalışmada kullanılan G-Cem Veneer rezin simanı



Şekil 3.2.1 D) Çalışmada kullanılan Panavia V5 rezin simanı



Şekil 3.2.1 E) Çalışmada kullanılan Panavia F 2.0 rezin simanı

Çalışmada örneklerin polimerizasyon işlemleri için standart modda bir LED ışık kaynağı (Valo, Ultradent, USA) kullanıldı.



Şekil 3.2.2 Çalışmada kullanılan ışık cihazı

Çalışmada kullanılan materyallerin, üretici firmaları, lot numaraları ve kimyasal içerikleri aşağıdaki tabloda ayrıntılı olarak açıklanmıştır (Tablo 3.2.1)

Tablo 3.2.1 Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları ve içerikleri

Materyal	Üretici firma	Renk	Materyal	İçeriği	Lot no
Fujicem Evolve	GC Europe, Belçika	Universal	Rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer siman	2-Hidroksietil metakrilat, 2'-etilendioksi-dietildimetakrilat, 7,7,9-Trimetil- 4,13-diokso-3,14-dioksa-5,12-diazaheksadekan-1,16-diylbismetakrilat	1909091
RelyX U 200	3M ESPE, ABD	A2	Dual cure-self adeziv rezin siman	Silanla işlenmiş cam tozu, 2-propenoik asit, TEGDMA, silika ile işlenmiş silan, cam fiber, 1-benzil-5-fenil-asit baryum, kalsiyum, kalsiyum hidroksit, titanyum dioksit	4385279
G-Cem Veneer	GC Europe, Belçika	A2	Light cure rezin siman	Metakrilik monomerler, kamforokinon, silanlanmış baryum alüminyum silikat cam partikülleri ve silikon dioksit	1909201
Panavia V5	Kuraray Corp., Japonya	Universal	Dual cure rezin siman	Bis-GMA, TEGDMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, kamforokinon, başlatıcı ve hızlandırıcılar, Silanlanmış baryum cam, Silanlanmış floroalüminosilikat cam, Kolloidal silika	0063
Panavia F 2.0	Kuraray Corp., Japonya	Universal	Dual cure rezin siman	10-MDP, hidrofobik aromatik ve alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, kamforokinon, %78 doldurucular (Ba-B-Si-glass), kimyasal ve fotoinitiatör	0083
G-premio bond	GC Europe, Belçika		Light cure universal adeziv	10-MDP, 4-META, Metakrilat Monomer, Aseton, Su, Başlatıcı, Silika partikülleri	2002251

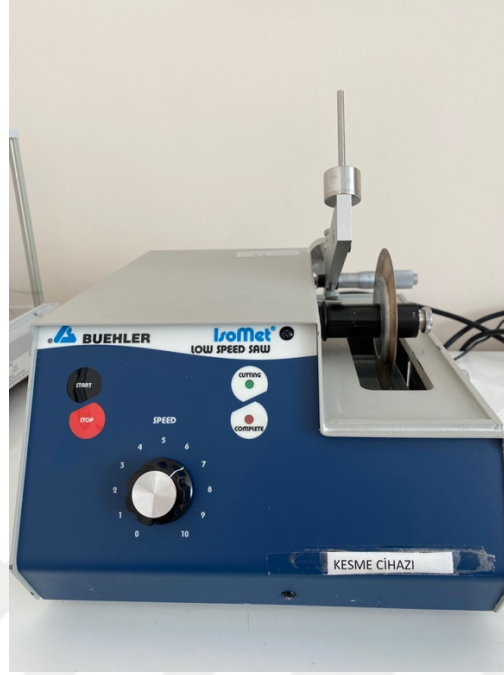
3.3. Örneklerin Hazırlanması

Dişler, mine sement birleşiminin 3-4 mm altından kimyasal olarak sertleşen bir akrilik rezin içerisine gömüldü (Şekil 3.3.1).



Şekil 3.3.1 Akrilik rezin içerisine gömülen dişler

Dişlerin 1/3 okluzal üçlüsü dentin yüzeyinin açığa çıkarılması için, mine-sement birleşimine paralel olarak su soğutması altında düşük devirli hassas kesme cihazı ve elmas kesme diski ile prepare edildi (Şekil 3.3.2).



Şekil 3.3.2 Çalışmada kullanılan hassas kesme cihazı ve elmas kesme diski

Okluzal mine tamamen uzaklaştırıldı ve pulpa odasının açılmasını engelleyecek kadar sağlam koronal dentin kalınlığı bırakıldı. Açığa çıkmış, dentin yüzeyi, homojen bir smear tabakası elde etmek için sırasıyla 240, 400 ve 600 grit silikon karbid zımpara kağıtlar yardımıyla ve su irrigasyonu altında düzleştirildi. Daha sonra dişler önce tükürük kontaminasyonuna göre 2 alt gruba, ardından kullanılacak rezin simana ve uygulanacak yüzey işlemlerine göre 6 alt gruba ayrıldı ve her bir alt grupta toplam 3 diş olacak şekilde rastgele dağıtıldı.

Tükürük kontaminasyonu uygulanıp uygulanmamasına göre dişler A ve B olmak üzere iki gruba ayrıldı. A grubu, kontamine olmamış örnekleri temsil ederken, B grubu tükürükle kontamine olan örnekleri temsil etti. Bu gruplamaya göre;

A grubu; Anında (hemen) bonding (24 saat distile su içerisinde bekletildi.)

B grubu; Tükürük kontaminasyonunun ardından bonding; dentin yüzeyine tükürük aplikatörle uygulandı, 15 sn boyunca bekletildi, daha sonra 10 sn su ile yıkayıp hafif hava ile kurutuldu (asit uygulanacak gruplarda asit uygulamasından sonra kontaminasyon yapıldı).

Dişlerin uygulanacak adeziv prosedürlere göre gruplandırılması ise şu şekilde yapıldı:

Grup 1A: Üreticinin önerisi doğrultusunda GC Fujicem Evolve dentin yüzeyine herhangi bir ön işlem yapılmadan direkt uygulandı.

Grup 1B: Tükürük kontaminasyonu ile birlikte GC Fujicem Evolve dentin yüzeyine direkt uygulandı.

Grup 2A: Üreticinin önerisi doğrultusunda RelyX U 200 dentin yüzeyine herhangi bir ön işlem yapılmadan direkt uygulandı.

Grup 2B: Tükürük kontaminasyonu ile birlikte RelyX U 200 dentin yüzeyine direkt uygulandı.

Grup 3A: Dentin yüzeyine %35 fosforik asit 20 sn süreyle uygulandı, 10 sn bol su ile yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Yüzeye aplikatör ile G-PremioBond uygulandı, 10 sn bekletildi. Ardından hava ile 5 sn kurutuldu ve 10 sn ışıkla polimerize edildi. RelyX U 200, tüm bu yüzey işlemlerinin tamamlanmasından sonra dentin üzerine yerleştirildi ve 20 sn ışıkla polimerize edildi.

Grup 3B: Tükürük kontaminasyonu ile birlikte Grup 3A'daki yüzey işlemleri gerçekleştirildi.

Grup 4A: Dentin yüzeyine %35 fosforik asit 20 sn süreyle uygulandı, 10 sn bol su ile yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Yüzeye aplikatör ile G-PremioBond uygulandı, 10 sn bekletildi. Ardından hava ile 5 sn kurutuldu ve 10 sn ışıkla polimerize edildi. G-Cem Veneer simanı, tüm bu yüzey işlemlerinin tamamlanmasından sonra dentin üzerine yerleştirildi ve 20 sn ışıkla polimerize edildi.

Grup 4B: Tükürük kontaminasyonu ile birlikte Grup 4A'daki yüzey işlemleri gerçekleştirildi.

Grup 5A: Dentin yüzeyine %35 fosforik asit 20 sn süreyle uygulandı, 10 sn bol su ile yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Yüzeye bir aplikatör yardımıyla tooth primer uygulandı, 20 sn bekletildi ve hafif hava ile kurutuldu. Panavia V5 simanı, tüm bu yüzey işlemlerinin tamamlanmasından sonra dentin üzerine yerleştirildi ve 20 sn ışıkla polimerize edildi.

Grup 5B: Tükürük kontaminasyonu ile birlikte Grup 5A'daki yüzey işlemleri gerçekleştirildi.

Grup 6A: Eşit miktarda Panavia F 2.0 rezin simanın ED Primer II A&B patı karıştırılarak dentin yüzeyine uygulandı. 30 sn bekletildi ve sonrasında hafif hava ile kurutuldu. Simanın A&B patından eşit miktarlarda alınarak bir spatül yardımıyla en az 20 sn karıştırıldı. Ardından dentin yüzeyine uygulandı ve 20 sn ışıkla polimerize edildi.

Grup 6B: Tükürük kontaminasyonu ile birlikte Grup 6A'daki yüzey işlemleri gerçekleştirildi.

Dentin yüzeylerinin üzerine 5x5x4 mm büyüklüğünde daha önceden hazırlanmış silikon kalıplar kullanılarak, yukarıda anlatılan yüzey işlemleri doğrultusunda rezin siman blokları hazırlandı.

3.4. Yapay Tükürük Elde Edilmesi

Örneklerin tükürük kontaminasyonuna maruz bırakılması için yapay tükürük hazırlanmıştır. Yapay tükürük için şu formül kullanılmıştır ⁽¹¹⁹⁾:

Yaklaşık olarak 2 l yapay tükürük elde edebilmek için; 8.4 mg NaF, 2560 mg NaCl, 332.97 mg CaCl₂, 250 mg MgCl₂ (6H₂O), 189.48 mg KCl, 3015 mg CH₃COOK, 772 mg K₃PO₄ (3H₂O), 0.1 ml H₃PO₄ (%85), 0.1 mmol NaOH karışımı hazırlanmıştır.

Tüm malzemeler manyetik karıştırıcı ile berraklık elde edilinceye kadar karıştırıldı. Ardından pH metre kullanılarak tükürüğün pH'ı ölçüldü. pH'ının 6.5-7 olarak ayarlanması için çözeltiye 30 ml 0,1 M NaOH ilave edildi ⁽¹²⁰⁾. Hazırlanan yapay tükürük otoklavda (Tomy Model SX-700E Autoclave, Japan) steril edildi. Steril edildikten sonra her 100 ml yapay tükürüğe 140 mg Tip II müsün (Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Deisenhofen, Germany) ilave edildi.

3.5. Mikrogerilme Bağlanma Dayanımı Test Örneklerinin Hazırlanması

Dişler, su soğutması altında Buehler IsoMet düşük devirli hassas kesme cihazı ve elmas kesme diski ile rezin siman-dentin bağlanma ara yüzeyine dik olarak kesildi. Hassas kesme cihazının adımları ayarlanarak yaklaşık 1x1 mm boyutlarında bir ucu rezin siman, diğer ucu koronal dentin olan çubuklar elde edildi.

Bağlanma ara yüzeyi düz bir hat şeklinde olmayan veya zarar görmüş, olan örnekler çalışmadan çıkarıldı. Her bir diştten en az 15 adet çubuk elde edildi ve elde edilen çubuklar distile su içerisinde bağlanma dayanımı testine kadar bekletildi.

3.6. Mikrogerilme Bağlanma Dayanımı (μ TBS) Testinin Uygulanması

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için, mikrotensil test cihazı (Bisco Dental Products, IL., ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.6.1).



Şekil 3.6.1 Çalışmada kullanılan Bisco Microtensile Tester cihazı

Cihazın gerilim uygulanan test aparatına, boyutları Mitutoyo dijital kumpas (Şekil 3.6.2) ile ayrı ayrı kaydedilen her bir çubuk siyano akrilat adeziv ile sabitlendi ve cihaz 0.5 mm/dak sabit hızda kopma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulamıştır. Kopmanın gerçekleştiği anda tespit edilen gerilim değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi ve her bir örneğin ölçülen boyutları ile hesaplanan bağlanma yüzey alanı ile bölünerek megapascal (MPa) birimine dönüştürüldü; $MPa = N / \text{Yüzey Alanı (mm}^2\text{)}$



Şekil 3.6.2 Çalışmada kullanılan dijital kumpas

Mikrogerilme bağlanma dayanımı testinden sonra rezin siman-dentin ara yüzeyi, bir 10x büyütmeli dental loop ile incelendi ve başarısızlık tipleri kaydedildi. Başarısızlık

tipleri adeziv tip başarısızlık, rezin simanda koheziv başarısızlık, dentinde koheziv başarısızlık ve karışık (mix) tip başarısızlık olarak sınıflandırıldı.

3.7. İstatistiksel Analiz

Mikro gerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin incelenmesi için SPSS v20 for Mac programı kullanılmıştır. Değerlerin dağılımları Kolmogrov-Smirnov ve Saphiro-Wilks testi ile değerlendirildikten sonra tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi ve gruplar arasındaki farklılıklar için Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ve bağımsız örnekler t-testi ile verilerin analizi gerçekleştirildi. Anlamlılık düzeyi $p=0,05$ olarak belirlendi.



4.BULGULAR

4.1. Mikrogerilme Bağlanma Dayanımı Bulguları

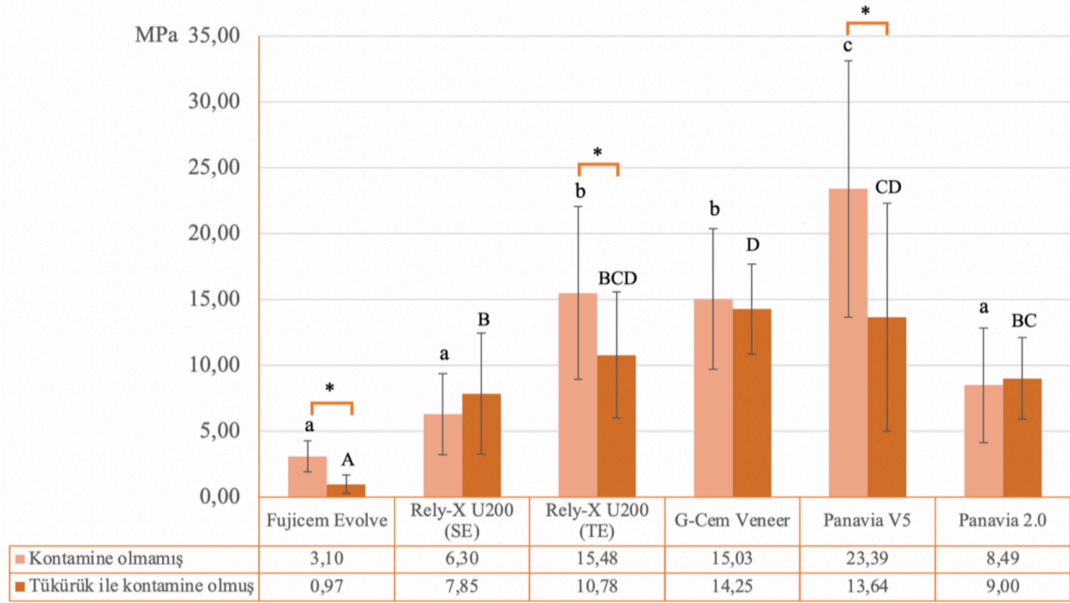
μ TBS testinde; uygulanan yüzey işlemlerine göre rezin simanların dentin ile arasındaki bağlanma dayanımı MPa değerleriyle incelenmiştir. Kolmogorov-Smirnov ve Saphiro-Wilks testine göre verilerin normal dağılımda olduğu gözlenmiştir. Bağımsız gruplar arası yapılan tek yönlü varyans analizinin tanımlayıcı istatistiklerine göre, farklı rezin simanların dentine bağlanmasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0.05$). Siman gruplarına ait ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapma değerleri Tablo 4.1.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.1 Test gruplarına ait mikro gerilim bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

Test Grupları	Ortalama	Std. Sapma	Örnek sayısı
Grup 1A	3,10	1,16	15
Grup 1B	0,97	0,69	15
Grup 2A	6,30	3,08	15
Grup 2B	7,85	4,57	15
Grup 3A	15,48	6,56	15
Grup 3B	10,78	4,78	15
Grup 4A	15,03	5,32	15
Grup 4B	14,25	3,41	15
Grup 5A	23,39	9,75	15
Grup 5B	13,64	8,64	15
Grup 6A	8,49	4,36	15
Grup 6B	9,00	3,12	15

Bu tabloya göre en yüksek bağlanma dayanımı değeri 23,39 MPa ile Panavia V5 (Grup 5A) grubunda bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı değeri 0,97 MPa ile kontamine olmuş Fujicem Evolve (Grup 1B) grubunda bulunmuştur.

Tek yönlü varyans analizinde farklılığı yaratan grup ya da grupları belirlemek için Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Farklı test gruplarında elde edilen ortalama mikro gerilim bağlanma değerleri Şekil 4.1.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1.1 Farklı test gruplarında elde edilen ortalama mikrogerilme bağlanma değerleri. Şekildeki küçük harfler kontamine olmamış gruplardaki, büyük harfler ise tükürük ile kontamine olmuş gruplardaki istatistiksel olarak farklılıkları göstermektedir (Tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, $p < 0,05$). Bağımsız gruplar t-testi sonuçlarına göre ise kontamine olmamış ve tükürük ile kontamine olmuş örnekler arasındaki farklar "*" ile gösterilmektedir ($p < 0,05$).

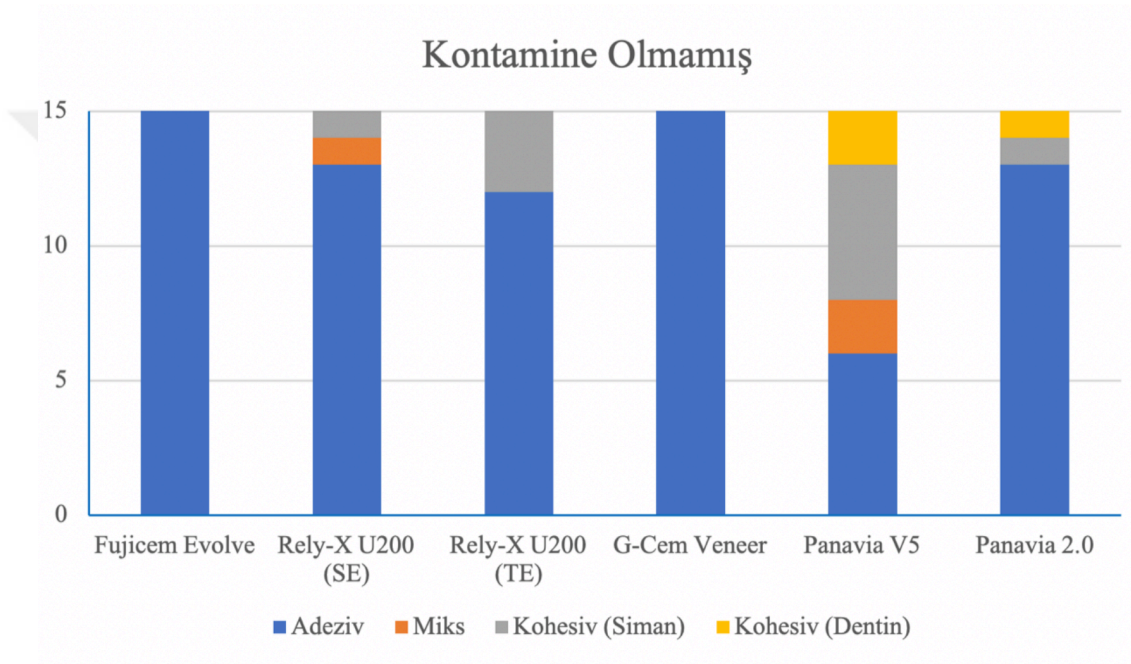
Gruplara ait dentindeki mikrogerilme bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma dayanımı değeri kontamine olmamış Panavia V5 (Grup 5A) grubunda gözlenmiştir. Bunu RelyX U200 (TE) (Grup 3A) ve G-Cem Veneer (Grup 4A) rezin simanlarının izlediği ve bu iki grup arasında bağlanma değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir ($p > 0,05$). Kontamine olmamış Panavia F 2.0 (Grup 6A) grubundaki bağlanma dayanım değerleri, Fujicem Evolve (Grup 1A) ve RelyX U200 (SE) (Grup 2A)'den daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesine rağmen aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Tüm gruplar arasında en düşük bağlanma dayanımı değerini tükürükle kontamine olmuş Fujicem Evolve (Grup 1B) gösterdi ve diğer gruplardan istatistiksel olarak farklıydı ($p < 0,05$). Tükürük ile kontamine olmuş dentin yüzelerine bağlanmada Grup 3B ve Grup 5B dışındaki gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek bağlanma dayanım değerleri G-Cem Veneer (Grup 4B)'de gözlenmiştir ($p < 0,05$).

Grupların kendi içerisinde tükürük kontaminasyonunun etkisine baktığımızda; Fujicem Evolve (Grup 1), RelyX U200 (TE) (Grup 3) ve Panavia V5 (Grup 5) gruplarında tükürük kontaminasyonu bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğü ($p<0.05$) diğer gruplarda ise istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik göstermediği belirlenmiştir ($p>0.05$).

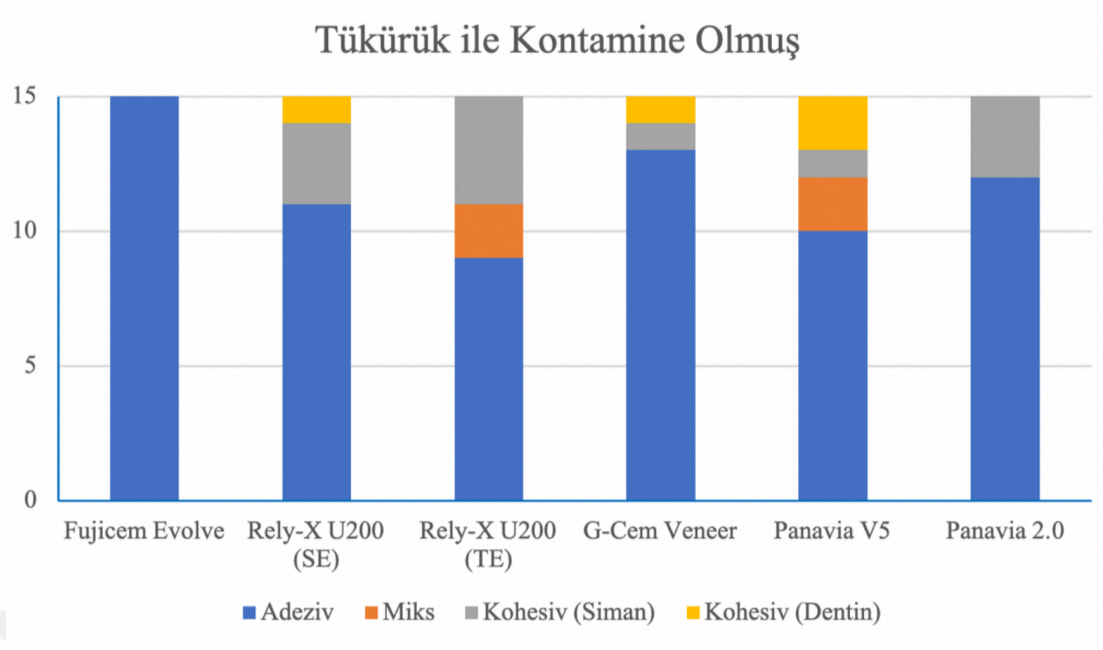
4.2. Başarısızlık Tipine Ait Bulgular

Test edilen gruplarda elde edilen başarısızlık tiplerine ait sayısal dağılım grafiksel olarak Şekil 4.2.1A ve B’de gösterilmiştir.



Şekil 4.2.1A Kontamine olmamış gruplarda elde edilen başarısızlık tiplerinin sayısal dağılımı

Kontamine olmamış gruplarda en çok ortaya çıkan başarısızlık tipi adeziv başarısızlık olarak kaydedilmiştir. Fujicem Evolve (Grup 1A) ve G-Cem Veneer (Grup 4A) grubundaki örneklerin tamamında adeziv başarısızlık saptanmıştır. Panavia V5 grubunda (Grup 5A), simanda koheziv tip başarısızlık diğer gruplara göre daha çok görülmüştür. RelyX U200 (SE) grubunda (Grup 2A), ağırlıklı olarak adeziv başarısızlıkla beraber, simanda koheziv ve mix başarısızlıklar da gözlenmiştir. RelyX U 200 (TE) (Grup 3A) ve Panavia F 2.0 grubunda (Grup 6A) miks başarısızlıklar saptanmamıştır.



Şekil 4.2.1B Tükürük ile kontamine olmuş gruplarda elde edilen başarısızlık tiplerinin sayısal dağılımı

Tükürük ile kontamine olmuş gruplarda en çok ortaya çıkan başarısızlık tipi adeziv başarısızlık olarak belirlenmiştir. Fujicem Evolve grubundaki (Grup 1B) örneklerin tamamında adeziv başarısızlık saptanmıştır. RelyX U200 (TE) grubunda (Grup 3B), simanda koheziv tip başarısızlık diğer gruplara göre daha çok görülmüştür. RelyX U200 (TE) (Grup 3B) ve Panavia V5 grubundaki (Grup 5B) örneklerde mix başarısızlıklar saptanmıştır. RelyX U200 (SE) (Grup 2B), G-Cem Veneer (Grup 4B) ve Panavia V5 (Grup 5B) gruplarında dentinde koheziv başarısızlığa rastlanırken, Panavia F 2.0 grubunda (Grup 6B) dentinde koheziv başarısızlık gözlenmemiştir.

Fujicem Evolve grubunda (Grup 1) tükürük kontaminasyonu adeziv başarısızlığın sayısını değiştirmezken, Panavia V5 grubundaki (Grup 5) örneklerin tükürük kontaminasyonu sonucu adeziv başarısızlık sayısı artmıştır.

RelyX U 200 (SE) (Grup 2), RelyX U 200 (TE) (Grup 3), G-Cem Veneer (Grup 4) ve Panavia F 2.0 (Grup 6) grubundaki örneklerin tükürük kontaminasyonu sonucu adeziv başarısızlık sayısı azalmış; ancak bu örneklerde diğer başarısızlık tiplerinin sayısının arttığı görülmüştür.

Bütün test gruplarında en çok ortaya çıkan başarısızlık tipi adeziv tip başarısızlık olmuştur. Tüm test gruplarında en az görülen başarısızlık tipi ise dentinde koheziv tip başarısızlık olmuştur.



5.TARTIŞMA

Bu çalışmada 5 farklı rezin simanın tükürük ile kontamine olmuş ya da olmamış örneklerinin dentine bağlanma dayanımları arasındaki farklılıklar belirlenmiş ve adezyondan önce tükürük kontaminasyonun dentine bağlanma dayanımını nasıl etkilediği incelenmiştir.

Elde edilen bulgular doğrultusunda, tükürük kontaminasyonun dentine bağlanma dayanımlarını etkilediği bulunmuş ve bu sebeple ilk sıfır hipotez reddedilmiştir. Benzer şekilde verilerin analiz edilmesi sonucunda rezin simanların farklı bağlanma dayanım değerleri gösterdikleri belirlenmiş ve ikinci sıfır hipotez de reddedilmiştir.

Günümüz diş hekimliğinde estetik ihtiyaçların artmasıyla hastaların diş hekiminden beklentileri de artmıştır ve hekimler fonksiyonel tedavinin yanı sıra estetiği de sağlamaya çalışmaktadır. Adeziv diş hekimliğindeki son gelişmelerle birlikte, inley, onley, kompozit veya seramik laminate veneer restorasyonları başarıyla uygulanmaya başlamıştır. Bu tür indirekt restorasyonların estetik başarısının yanı sıra simantasyon prosedürü de oldukça önemlidir. Simantasyon, hem diş yapısının hem de restorasyon yüzeyinin hazırlanmasını içerdiği için kritik bir klinik adımdır. Bu yüzden simantasyon sırasında seçilecek yapıştırma simanı üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmalıdır. Mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinin diğer yapıştırma simanlarına göre daha iyi olması sebebiyle rezin simanların kullanımı günümüzde giderek artmaktadır ^(47, 121).

İndirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılan pek çok rezin siman olmasına rağmen günümüzde en çok tercih edilenler; adeziv sistemlerle birlikte kullanılan geleneksel rezin simanlar ve adezive ihtiyaç duymayan tek aşamada uygulanabilen self adeziv rezin simanlardır. Hekim, uygulayacağı tedaviye göre yapıştırma simanını seçerken, kullanıma yeni giren bu materyallerin mine ve dentine bağlanma etkinliklerini ortaya koyan test sonuçlarını da göz önünde bulundurmalı ve ona göre değerlendirme yapmalıdır ⁽¹²²⁾.

Rezin simanlarının etkinliği, in vivo ve in vitro çalışmalarla belirlenebilmektedir. Klinik çalışmalar ağız ortamında yapıldıkları için daha güvenilir sonuçlar vermelerine rağmen çok zaman alırlar, maliyetleri yüksektir ve standardizasyonu sağlamak güçtür. Bu nedenlerden dolayı laboratuvar testleri daha çok tercih edilmektedir ⁽¹²³⁾. Ayrıca,

in vivo çalışmalar ağız ortamında gerçekleştiği için nem oranı ve manipülasyon gibi sonuçları etkileyebilecek kontrol edilemeyen faktörler de bulunur ⁽¹²⁴⁾. In vitro testlerde ise tek bir değişken, diğer faktörler sabit tutularak değerlendirilebildiği için çalışmamız ‘*in vitro*’ olarak gerçekleştirilmiştir.

Bazı araştırmacılar, in vitro çalışmalarda bağlanma dayanımı testleri için insan ve sığır dişlerinin kullanımını önermektedir ⁽¹²⁵⁾. Ancak, ISO hazırladığı bildiride sığır dişlerinin insan dişleri ile arasındaki morfolojik, kimyasal ve fiziksel farklılıklarından dolayı in vitro çalışmaların insan dişlerinde gerçekleştirilmesi gerektiğini belirtmektedir ⁽¹²⁶⁾. Bu bilgiler ışığında, rezin simanların bağlanma dayanımını test etmek ve sağlıklı karşılaştırmalarını yapmak için çalışmamızda insan büyük azı dişi kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılacak dişlerin, deney öncesi bekleme süresinde saklama koşulları da önemli bir konudur. Saklama sıvısının içeriği, sıvının sıcaklığı ve saklama süresi belirlenirken dentinin kimyasal içeriğinin bozulmaması için en uygun koşullar sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalarda dişler genellikle oda sıcaklığında +4°C’de ya da derin dondurucuda -20°C ile -40°C arasında saklanmıştır ⁽¹²⁷⁾. Çalışmalarda saklama sıvısı olarak serum fizyolojik, timol çözeltisi, %2’lik sodyum azid içeren tuzlu su, %1’lik kloramin solüsyonu, formalin, saline gibi birçok sıvı kullanılmıştır ^(128, 129). Zheng ve arkadaşları ⁽¹³⁰⁾, dişlerin +4°C’de %1’lik kloramin solüsyonu içinde bekletilmesini veya -20°C’de dondurulmasını önermiştir. Mobarak ve arkadaşları ⁽¹²⁸⁾, dişlerin hangi koşullarda bekletilmiş olursa olsun bağlanma dayanımı testinden önce iki hafta süreyle distile suda bekletilmesini önermiştir. ISO (Uluslararası standartlar örgütü) standartlarına göre, deney için kullanılacak dişler buzdolabında +4°C’de distile suda ya da %0.5’lik kloramin-T solüsyonunda en fazla 1 hafta saklanmalıdır. Sonra yeniden +4°C’de distile suda bekletilmelidir. Yine ISO standartlarına göre dişler çekildikten sonra en fazla 6 ay içerisinde kullanılmalıdır ⁽¹³¹⁾. Çalışmamızda kullanılan dişlerin saklama koşulları ve süreleri, ISO standartları doğrultusunda yapılmıştır.

Rezin simanlar ile dentin arasındaki bağlanma dayanımı in vitro koşullarda incelenirken, çalışılan dentin bölgesi sonuçları etkileyebilir. Derin dentinde; dentin tübüllerinin çap ve sayısının artması, dentinin kimyasal yapısının değişmesi, dentin nemliliğinin artması ve dentin geçirgenliğinin değişmesi sonucu bağlanma dayanımı değerleri arasında farklılıklar gözlenir ⁽⁴⁵⁾. Literatürde yüzeyel ve derin dentindeki

bağlanma dayanımını karşılaştıran birçok çalışma bulunmaktadır ⁽¹³²⁾. Bu çalışmada ise, dentin derinliğinin bağlanma dayanımındaki standardizasyonunu sağlamak amacıyla, dişlerin mine-dentin sınırından itibaren oklüzal yüzeyleri 1,5-2 mm aşındırılıp orta koronal dentin bölgesinde çalışılmıştır.

Rezin simanların performanslarını incelemek için bağlanma dayanım testleri yaygın olarak kullanılmakta ve değerli klinik bilgiler ortaya koymaktadır. Bağlanma dayanımlarını ölçmek için kullanılan bu testler; makaslama (shear), gerilim (tensile), mikromakaslama (micro-shear) ve mikrogerilim (micro-tensile) testleridir ^(97, 133). Araştırmacılar, geleneksel bağlanma dayanım testlerinde örneklerin bağlantı yüzeylerinin geniş (7-12 mm²) olmasına bağlı olarak dentin-rezin arasındaki stres dağılımının homojen olmadığını, bunun sonucunda da koheziv tip başarısızlıkların arttığını bildirmişlerdir ⁽¹³⁴⁻¹³⁶⁾. Sano ve arkadaşlarının ⁽¹³³⁾ geliştirdiği mikrogerilim test yönteminde ise küçük yüzey alanına (0.25-1 mm²) sahip örnekler kullanıldığı için daha homojen stres dağılımı gerçekleşmektedir. Ayrıca bir diştten birden fazla örnek elde edilebilmesi ve genellikle adeziv tip kırılmanın gözlenmesi mikrogerilim testinin avantajlarıdır. Bu olumlu özelliklerinden dolayı mikrogerilim bağlanma dayanım testleri, adeziv sistemlerin araştırılmasında yaygın olarak kullanılmaktadır ⁽¹³⁷⁻¹³⁹⁾. Bizim çalışmamızda da rezin siman ve dentin dokusu arasındaki bağlanma dayanımının belirlenmesinde mikrogerilim testi kullanılmıştır.

Literatürdeki çalışmalarda, simantasyonu rezin simanlarla yapılan indirekt restorasyonların, uzun dönem klinik başarısı bildirilmiştir ⁽¹⁴⁰⁾. Rezin simanlar, kırılma dayanımlarının yüksek olması ve retansiyonlarının diğer simanlardan daha iyi olması nedeniyle indirekt restorasyonların simantasyonunda uygun seçenek olarak kabul edilmekte ve başarılı biyomekanik davranış sergilemektedir ^(140, 141). Bu bilgiler ışığında çalışmamız, rezin simanlar (Fujicem Evolve, RelyX U200, GCem Veneer, Panavia V5, Panavia F 2.0) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Rezin simanlar self-etch ya da total-etch adeziv sistemlerle birlikte kullanıldıklarında dezavantaj oluşturmaktadır. Self-etch sistemler, total-etch sistemlere göre daha düşük bağlanma dayanımı gösterir; ancak kullanımı kolay olduğu için diş hekimleri arasında sıkça tercih edilmektedir. Rezin simanlar simante edilmeden önce yüzeye yapılan ön işlemler zaman alıcı olduğundan ve teknik hassasiyet gerektirdiğinden dolayı, self-adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir ^(142, 143).

Self-adeziv rezin simanlar, herhangi bir asitleme ya da adeziv uygulamasına ihtiyaç duymadan restoratif materyallere ve diş dokularına iyi bir adezyon sağlamaktadır. Self-adeziv rezin simanların geleneksel adeziv rezin sistemlere göre iyi bir tedavi seçeneği olup olmadığı konusunda az sayıda çalışma rapor edilmiştir ⁽³⁶⁾. Bu nedenle çalışmamızda; biri self-adeziv olmak üzere üç dual-cure rezin siman, bir light-cure rezin siman ve bir self-cure rezin siman kullanılmıştır.

Kullanıcılar, üretici firma talimatlarına mutlaka uymalıdır; bu, bağlayıcı sistemlerden istenilen sonuçların elde edilmesi için gereklidir. Dentine bağlanma dayanımını ele alan bir çalışmada, üretici firma talimatlarına uyulmamasının bağlanma dayanım değerlerini önemli ölçüde düşürdüğü görülmüştür ⁽¹⁴⁴⁾. Bu yüzden çalışmamızda kullanılan tüm materyaller üretici firma talimatları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

3 farklı dual-cure rezin simanın dentine bağlanma dayanımının incelendiği bir çalışmada; RelyX Unicem, Panavia F 2.0 ve DC Core Automix karşılaştırılmıştır. Bağlanma dayanımı testlerinde en kötü sonucu Panavia F 2.0, en iyi sonucu ise DC Core Automix göstermiştir ve kullanılan simanın polimerizasyon tipinin, dentine bağlanma dayanımını etkilediği sonucuna varılmıştır ⁽¹⁴⁵⁾.

Dual-cure rezin simanların diş dokusuna bağlanma dayanımlarını uzun dönemde inceleyen bir başka çalışmanın sonucuna göre, ışıkla polimerize edilen gruplarda çok daha yüksek bağlanma dayanımı görülürken, dual-cure rezin simanların ışıkla polimerize edilmesi durumunda daha da yüksek bağlanma dayanımı rapor edilmiştir ⁽¹⁴⁶⁾.

Abo-Hamar ve ark.nın ⁽¹⁴⁷⁾ RelyX U200'in dentin yüzeyine bağlantı direncini inceledikleri bir çalışmada bu simanı self-etch rezin siman olarak Panavia F 2.0 ve geleneksel cam iyonomer siman olarak Ketac Cem Maxicap ile bağlanma dayanımı açısından karşılaştırmışlardır. Rely X U 200'in Panavia ile benzer sonuçlar verdiği, geleneksel cam iyonomerden ise dentine önemli derecede fazla bağlandığı görülmüştür. Bizim çalışmamızda elde edilen μ TBS değerleri sonucunda da RelyX U200'ün, Panavia F 2.0 ile benzer sonuçlar verdiği, en düşük bağlanma dayanımı gösteren Fujicem Evolve'den ise daha yüksek bağlanma değerlerine sahip olduğu görüldü. Ancak bu üç rezin siman arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Bu çalışmanın sonuçlarında RelyX U200 (SE) grubunun cam iyonomer olan Fujicem Evolve'den yüksek ancak diğer rezin simanlardan daha düşük bağlanma dayanımı göstermesinin nedeni olarak, RelyX U200'ün inisiyal pH'nın düşük olmasına rağmen dentin yüzeyinde belirgin bir demineralizasyon meydana getiremediği için oluşturduğu hibrit tabakanın zayıf olması gösterilebilir ⁽⁸¹⁾.

Ayrıca çalışmada kullanılan Panavia F 2.0 rezin simanı asidik bir (%37-40 fosforik asit) içeriğe sahiptir ⁽¹⁴⁸⁾. Ancak Panavia F 2.0 self-etch adeziv sisteminde fosforik asidin dentinden yıkanarak uzaklaştırılması elimine edilmiştir. Bu da Panavia F 2.0 siman içeriğindeki dentine bağlanmayı artıran MDP (methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) monomerinin hidrolitik olarak çözünmesine yol açar ⁽¹⁴⁹⁾. Bu çözünme de rezin simanın bağlanma dayanımını olumsuz etkiler. Bu durum çalışmamızda Panavia F 2.0 rezin simanının düşük bağlanma dayanımı göstermesinin sebebini açıklamaktadır.

Bir rezin simanın kimyasal olarak sertleşmesi bağ dayanımını ışıkla sertleşmesine oranla %10 ile %50 arasında düşürmektedir ⁽¹⁵⁰⁾. Peutzfeldt ⁽¹⁵¹⁾ bu bilginin aksine dentine en iyi bağlanmanın kimyasal sertleşen rezin simanlar ile olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan kimyasal yolla sertleşen Fujicem Evolve rezin simanı ise, ışıkla sertleşen ve dual polimerize olan diğer simanlardan daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir. Toman ⁽¹⁵²⁾ ve Mirmohammadi ⁽¹⁵³⁾'nin çalışmasının sonuçları da çalışmamızın sonuçları ile uyumludur.

Self-etch adezivler, demineralize dentine tam olarak penetre olamadıkları için yeterli hibrit tabakası oluşturmama riskini taşırlar ve dentini farklı agresifliklerde demineralize etmeleri söz konusudur ⁽¹⁵⁴⁾. Gregoire ve ark.nın ⁽¹⁵⁴⁾ yapmış olduğu çalışmalarda, asitle beraber uygulanan sistemlere göre bazı self-adezivlerin dentin permeabilitesini daha az miktarda azalttığı bildirilmektedir. Çalışmamızda RelyX U200 self-etch adeziv uygulamasının, RelyX U200 total-etch uygulamasından daha düşük sonuçlar vermesinin nedeni, bu adezivin dentine asit uygulaması kadar iyi penetre olamamasından kaynaklanabilir. Bundan dolayı çalışmamızda, RelyX U200'ün asitlemeden sonra uygulanması dentine bağlanmayı arttırmıştır.

Bu çalışmada mikrogerilim bağlantı testi sonrası, teste tabi tutulan örneklerin kopma tipleri incelenirken, bağlantı kuvvetlerinin yüksek olduğu gruplarda adeziv ve koheziv kopmanın birarada olduğu karışık kopma tipinin daha fazla oranda olduğu

gözlenmiştir. Bağlantı kuvvetlerinin daha düşük olduğu gruplarda ise dentin-rezin siman arasında adeziv kopmalar daha fazla görülmüştür.

Literatürde elde ettiğimiz bu sonucu destekleyen çalışmalar bulunmaktadır. Price ve ark. ⁽¹⁵⁵⁾, koheziv kırığın dentin ve rezin siman arasında iyi adezyonu işaret ettiğini ve yüksek bağlanma değerlerinin elde edildiği örneklerde koheziv ya da karışık kopmaların izlendiğini belirtmiştir.

Perdigão ve ark. ⁽¹⁵⁶⁾, rezin simanların dentine bağlanma dayanımları arttıkça, dentinde görülen koheziv kırık insidansının da arttığını rapor etmiştir. Al-Salehi ve Burke ⁽⁹⁹⁾'nin çalışmasında da, yüksek bağlanma dayanım değerleri gösteren örneklerde karışık veya koheziv tipte kırılmalara rastlandığı bulgulanmıştır.

Tükürük kontaminasyonu, klinikte en çok karşılaşılan kontaminasyon türüdür. Kavite kenarlarının gingival dokuların altında kaldığı ve rubberdam kullanımının mümkün olmadığı durumlarda çalışma sahasının tükürük veya kanla kontaminasyonu adezyonu etkilemektedir ⁽¹⁵⁷⁾. Tükürük kontaminasyonunun adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiş ve fikir birliğine varılamamıştır ⁽¹⁵⁸⁻¹⁶⁰⁾. Bu nedenle bu çalışmada klinik kullanımı güncelliğini koruyan beş farklı rezin simanın, farklı uygulama basamaklarında tükürük kontaminasyonuna maruz bırakılarak dentine bağlanma dayanımları üzerine etkileri araştırılmıştır.

Kanca ve ark.'nın ⁽¹⁶²⁾ yaptıkları çalışmada, asit uygulanmış yüzeylerin tükürükle kontaminasyonu sonucu adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanım değerlerini düşürdüğü rapor edilmiştir. Asit uygulamasının ardından tükürükle kontamine olan yüzeylerde adezyon zorlaşmaktadır. Bunun nedeni tükürük içerisindeki makromoleküllerin dentin tübüllerinde adeziv rezinin infiltre olacağı alanı azaltarak bağlanmayı olumsuz etkilemesidir. Bu sebeplerden dolayı tükürükle kontamine olmuş yüzeylerde 10 s süreyle yeniden asitleme işleminin yapılması önerilmektedir ^(161, 162). Bu bilgiler ışığında ve yapılan çalışmalarla uyumlu olarak, mevcut çalışmada kullandığımız RelyX U200 (TE), G-Cem Veneer ve Panavia V5 rezin simanlarının asit uygulamasından sonra tükürük kontaminasyonuna maruz kalmasının dentine bağlanma dayanımlarını düşürdüğü tespit edildi. Bu düşüş Panavia V5 ve RelyX U200 (TE)'de istatistiksel açıdan anlamlıyken, G-Cem Veneer grubunda anlamlı bir farklılığın olmadığı görüldü.

Elde edilen veriler doğrultusunda, kontamine olmamış grupların bağlanma dayanım değerlerine bakıldığında; Fujicem Evolve (Grup 1A), RelyX U200 (SE) (Grup 2A) ve Panavia F 2.0 (Grup 6A) sıralamasıyla elde ettiğimiz bağlanma dayanım değerleri düşüktür ve aralarında istatistiksel anlamlı bir fark görülmemiştir. RelyX U200 (TE) (Grup 3A) ve G-Cem Veneer grubu istatistiksel olarak benzer sonuçlar vermiş ve Panavia V5 hariç diğer gruplardan daha yüksek bağlanma dayanımı sergilemişlerdir. Panavia V5 (Grup 5A) diğer tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.

Bu çalışmada test edilen tüm gruplar için tükürükten en az etkilenen grupların RelyX U200 (SE) (Grup 2B) ve Panavia F 2.0 (Grup 6B) olduğu görülmektedir. Bu gruplarda tükürük kontaminasyonu bağlanma dayanımını arttırmıştır, ancak bu artış istatistiksel açıdan anlam ifade etmemektedir. Bunun nedeni olarak yapılarındaki monomerlerin kalite ve kantitesinin farklı olması nedeniyle tükürük içinde bulunan glikoproteinlerin bu monomerlere fark yaratacak kadar etki etmemesi olabileceği düşünülmektedir ⁽¹⁵⁸⁾.

Tüm bu sonuçlara göre rezin simanlarla yapıştırılan indirekt restorasyonların klinik kullanım süresi boyunca bağlanma etkinliği oral koşullardan minimum etkilenmeyle sürdürülebilir. Restorasyonun başarısını artırmak için kullanılacak rezin simanı seçerken materyalin özellikleri (içeriği, polimerizasyon şekli, bağlanma mekanizması gibi) dikkate alınmalıdır.

Kullanılan materyallerin potansiyel klinik performansları hakkında bilgi sahibi olmak için in vitro çalışmalardan destek alınır. Materyallerin gerçek potansiyellerinin belirlenmesi için ise, in vivo olarak değerlendirilmeleri gereklidir ⁽¹⁶³⁾. Bu nedenle oldukça zaman alıcı ve kontrolünün zor olmasına rağmen daha fazla sayıda ve daha uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu çalışmayı in vivo olarak yapma şansımız yoktur, çünkü etik olarak doğrudan hasta üzerinde kontaminasyon uygulayamayız. Bu şartlardan dolayı çalışmamız ayrı bir değer teşkil etmektedir. İleride yapılacak çalışmalarda, tükürüğün dentin yapısına, adeziv sistem ve rezin simanın yapısına etkilerinin değerlendirilebilmesi için dentin-adeziv ve adeziv-rezin siman bağlanma yüzeylerinin SEM ile incelenmesi yararlı olabilir.

6.SONUÇ

Farklı yüzey işlemleri uygulanan beş farklı rezin simanın koronal dentine mikrogerilme bağlanma dayanımına tükürük kontaminasyonunun etkisinin incelendiği çalışmamızın sınırları dâhilinde aşağıdaki sonuçlar ortaya konulabilir:

1. Çalışmada test edilen rezin simanların dentine bağlanma dayanımları arasında istatistiksel farklar görülmüştür. En iyi bağlanma değerleri kontaminasyonun olmadığı Panavia V5 (Grup 5A) grubunda görülürken, en kötü bağlanma değerleri tükürükle kontamine olan Fujicem Evolve (Grup 1B) grubunda elde edilmiştir.
2. Tükürük kontaminasyonunun meydana geldiği durumda en iyi sonuçlar G-Cem Veneer (Grup 4B) grubunda elde edilmiştir. Fujicem Evolve (Grup 1B) istatistiksel olarak da anlamlı olan düşük değerler verirken, G-Cem Veneer (Grup 4B) ve Panavia V5 (Grup 5B) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.
3. RelyX U200 (SE) (Grup 2) ve Panavia F 2.0 (Grup 6) rezin simanlarının tükürük kontaminasyonu sonucu dentine bağlanma dayanımları artarken, diğer gruplarda tükürük kontaminasyonu bağlanma dayanımını azaltmıştır. Bu durum, rezin simanların içeriğindeki monomer farklılığından ve tükürük bileşenleriyle etkileşime girmemesinden kaynaklanabilir.
4. Çalışmada RelyX U200 self-adeziv simanın iki farklı yüzey işlemleri ele alındığında, asit uygulanan grupta dentine bağlanma değerlerinin arttığı görülmüştür.
5. Fujicem Evolve grubunda örneklerin tamamında adeziv kopma gerçekleşirken; adeziv, koheziv ve miks kopmaların hepsinin bir arada görüldüğü grup Panavia V5 olmuştur.

KAYNAKLAR

- [1] Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research* 1955;34:849-53.
- [2] Neelagiri K, Kundabala M, Shashi RA, Thomas MS, Parolia A. Effects of saliva contamination and decontamination procedures on shear bond strength of self-etch dentine bonding systems: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD* 2010;13:71.
- [3] Araoka D, Hosaka K, Nakajima M, Foxton R, Thanatvarakorn O, Prasansuttioporn T et al. The strategies used for curing universal adhesives affect the micro-bond strength of resin cement used to lute indirect resin composites to human dentin. *Dental materials journal* 2018;37:506-14.
- [4] Sekhri S, Mittal S, Garg S. Tensile bond strength of self adhesive resin cement after various surface treatment of enamel. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 2016;10:ZC01.
- [5] Chung C, Yiu C, King N, Hiraishi N, Tay F. Effect of saliva contamination on bond strength of resin luting cements to dentin. *Journal of dentistry* 2009;37:923-31.
- [6] Amsler F, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. Bond strength of resin composite to dentin with different adhesive systems: Influence of relative humidity and application time. *J Adhes Dent* 2015;17:249-56.
- [7] Aguiar T, Andre C, Arrais C, Bedran-Russo A, Giannini M. Micromorphology of resin–dentin interfaces using self-adhesive and conventional resin cements: A confocal laser and scanning electron microscope analysis. *International journal of adhesion and adhesives* 2012;38:69-74.
- [8] Pameijer C, Stanley H, Ecker G. Biocompatibility of a glass ionomer luting agent. 2. Crown cementation. *American Journal of Dentistry* 1991;4:134-41.
- [9] Pavan S, Dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AKB. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry* 2010;104:258-64.
- [10] O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2002.
- [11] Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2014;35:1-8.
- [12] Mak Y-F, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dental Materials* 2002;18:609-21.

- [13] Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2012;2012:205-16.
- [14] Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. The Journal of prosthetic dentistry 1999;81:135-41.
- [15] Pameijer CH. A review of luting agents. International journal of dentistry 2012;2012.
- [16] Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. The Journal of prosthetic dentistry 1998;80:280-301.
- [17] Tyas M, Burrow M. Adhesive restorative materials: a review. Australian Dental Journal 2004;49:112-21.
- [18] MacAulay L. Contemporary esthetic dentistry. Nature Publishing Group; 2012.
- [19] Çelebi N, Nalbant D. Diş Hekimliğinde Simanların Genel Olarak Değerlendirilmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2002;3.
- [20] Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences; 2012.
- [21] Kwon J-S, Illeperuma RP, Kim J, Kim K-M, Kim K-N. Cytotoxicity evaluation of zinc oxide-eugenol and non-eugenol cements using different fibroblast cell lines. Acta Odontologica Scandinavica 2014;72:64-70.
- [22] Farah J, Powers J. Traditional crown and bridge cements. Dent Advis 2006;23:1-5.
- [23] Terata R, Nakashima K, Kubota M. Effect of temporary materials on bond strength of resin-modified glass-ionomer luting cements to teeth. American journal of dentistry 2000;13:209-11.
- [24] Mayer T, Pioch T, Duschner H, Staehle HJ. Dentinal adhesion and histomorphology of two dentinal bonding agents under the influence of eugenol. Quintessence International 1997;28.
- [25] Paul S, Schärer P. Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. Journal of Oral Rehabilitation 1997;24:8-14.
- [26] Bachmann M, Paul S, Lüthy H, Schärer P. Effect of cleaning dentine with soap and pumice on shear bond strength of dentine-bonding agents. Journal of oral rehabilitation 1997;24:433-8.

- [27] Kimura T, Dunn WJ, Taloumis LJ. Effect of fluoride varnish on the in vitro bond strength of orthodontic brackets using a self-etching primer system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2004;125:351-6.
- [28] Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *Journal of Applied Oral Science* 2006;14:3-9.
- [29] Schulman A, Vaidyanathan T. Dental cements for luting and lining. *The New York journal of dentistry* 1977;47:142-6.
- [30] Garcia-Contreras R, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Sakagami H, Morales-Luckie RA, Nakajima H. Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. *Journal of Applied Oral Science* 2015;23:321-8.
- [31] Botsali MS, Kuşgöz A, Altıntaş SH, Ülker HE, Tanriver M, Kiliç S et al. Residual HEMA and TEGDMA release and cytotoxicity evaluation of resin-modified glass ionomer cement and compomers cured with different light sources. *The Scientific World Journal* 2014;2014.
- [32] El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height. *The Journal of prosthetic dentistry* 1996;76:524-9.
- [33] Knobloch L, Kerby R, McMillen K, Clelland N. Solubility and sorption of resin-based luting cements. *Operative Dentistry* 2000;25:434-40.
- [34] Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontologica Scandinavica* 1995;53:29-34.
- [35] Jivraj SA, Kim TH, Donovan TE. Selection of luting agents, part 1. *CDA JOURNAL* 2006;34.
- [36] Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation* 2011;38:295-314.
- [37] Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *Journal of prosthodontic research* 2010;54:59-64.
- [38] Powers J, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental materials*. Elsevier, Mosby; 2006.

- [39] Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995) 2013;34:42-4, 6.
- [40] Akın HT, Yüzügüllü B. Rezin Simanlara Güncel Bakış. ADO Klinik Bilimler Dergisi;6:1307-17.
- [41] Öz ÖP, Seçilmiş A, Aydın C. Adezyon ve Rezin Simanlar. ADO Klinik Bilimler Dergisi;7:1441-7.
- [42] Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. The Journal of prosthetic dentistry 2009;101:189-92.
- [43] Ritter AV. Sturdevant's art & science of operative dentistry-e-book: Elsevier Health Sciences; 2017.
- [44] Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 2007;28:3757-85.
- [45] Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.
- [46] Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. 2001.
- [47] Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry: Elsevier Health Sciences; 2006.
- [48] Mitra S. Dental cements: formulations and handling techniques. Dental Biomaterials: Elsevier; 2008. p. 162-93.
- [49] Cross M, Douglas W, Fields R. The relationship between filler loading and particle size distribution in composite resin technology. Journal of dental research 1983;62:850-2.
- [50] Karaçolak G, Türkün L.Ş. Geçmişten günümüze postlar, yapıştırıcı simanlar ve kor materyalleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; 25-3.
- [51] Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. The Journal of prosthetic dentistry 2005;94:549-54.
- [52] Macorra García JCdl, Pradies Ramiro G. Conventional and adhesive luting cements. Clinical oral investigations 2002:198-204.

- [53] Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials* 2009;25:1104-8.
- [54] Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 2012;33:28-30, 2, 4.
- [55] Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association* 2008;54.
- [56] Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry* 2000;28:163-77.
- [57] Lu H, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *American Journal of Dentistry* 2004;17:354-8.
- [58] Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America* 2007;51:453-71.
- [59] Öztürk E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel–dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *Journal of dentistry* 2013;41:97-105.
- [60] Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 2010;22:412-9.
- [61] Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008;10.
- [62] El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of prosthetic dentistry* 1995;73:515-24.
- [63] 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. *Operative Dentistry* 2009;34:328-36.
- [64] Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De Goes MF, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Operative Dentistry* 2003;28:700-6.
- [65] Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and acrylic acid monomers. *Dental Materials* 1997;13:118-27.

[66] Reis A, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Gomes O, Patzlaff R, Loguercio AD. Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. *Operative Dentistry* 2007;32:380-7.

[67] Spencer P, Swafford JR. Unprotected protein at the dentin-adhesive interface. *Quintessence International* 1999;30-7.

[68] Pioch T, Staehle HJ, Wurst M, Duschner H, Dörfer C. The nanoleakage phenomenon: influence of moist vs dry bonding. *Journal of Adhesive Dentistry* 2002;4-1.

[69] Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research* 2000;79:1385-91.

[70] Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AME, Wei SH. Factors Contributing to the Incompatibility Between Simplified-step Adhesives and Chemically-cured or Dual cured Composites. Part I. Single-step Self-etching Adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry* 2003;5-1.

[71] De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Operative dentistry* 2005;30:39-49.

[72] Tay FR, Pashley DH, García-Godoy F, Yiu CK. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *American Journal of Dentistry* 2004;17:315-22.

[73] Cekic I, Ergun G, Lassila LV, Vallittu PK. Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007;9-1.

[74] Yesilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract* 2006;7:26-36.

[75] Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal* 2005;24:1-13.

[76] Radz GM. A New Cement System for the general/cosmetic Dental Practice. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 2003;24:288-95.

[77] Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;92:265-73.

- [78] Walter R, Miguez PA, Pereira PN. Microtensile bond strength of luting materials to coronal and root dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2005;17:165-71.
- [79] Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental Materials* 2004;20:191-7.
- [80] Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *Journal of Adhesive Dentistry* 2006;8.
- [81] De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials* 2004;20:963-71.
- [82] Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
- [83] Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
- [84] Lundeen T. *Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion. The art and science of operative dentistry* 1995:10-59.
- [85] Sturdevant CM, Roberson TM. *The art and science of operative dentistry*: Mosby Elsevier Health Science; 1995.
- [86] Chiego DJ. *Essentials of Oral Histology and Embryology E-Book: A Clinical Approach*: Elsevier Health Sciences; 2018.
- [87] Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate--a review. *Scanning microscopy* 1989;3:161-74; discussion 74.
- [88] Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Operative Dentistry* 2005;30:747-57.
- [89] Gupta S, Pradesh M. Dentin bonding agents: An overview. *J Adv Med Dent Science* 2014;2:82-4.
- [90] Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia* 2017;8:1.

- [91] Ayaz DF, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2011;2011:49-56.
- [92] Eliades G, Eliades T, Watts DC. Dental hard tissues and bonding: Springer; 2005.
- [93] Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. Pediatric dentistry 2002;24:456-61.
- [94] Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. Dental materials 2011;27:1-16.
- [95] Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. Dental Materials 2001;17:445-55.
- [96] Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. Quintessence international-English edition- 1995;26:95-.
- [97] Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. Dental Materials 1998;14:394-8.
- [98] Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. Journal of dentistry 1989;17:61-7.
- [99] Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. Quintessence International 1997;28-11.
- [100] Sadek FT, Goracci C, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. Journal of Adhesive Dentistry 2005;7.
- [101] Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dental Materials 1995;11:117-25.
- [102] Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. Dental materials 2002;18:380-8.
- [103] Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. International Journal of Prosthodontics 2008;21-3.

[104] Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials* 2010;26:e100-e21.

[105] Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of prosthetic dentistry* 2010;104:247-57.

[106] Oliveira ACC, Oshima HMS, Mota EG, Grossi ML. Influence of chisel width on shear bond strength of composite to enamel. *Revista Odonto Ciência* 2009;24:19-21.

[107] Schenkels LC, Veerman EC, Nieuw Amerongen AV. Biochemical composition of human saliva in relation to other mucosal fluids. *Critical reviews in oral biology & medicine* 1995;6:161-75.

[108] Diaz-Arnold AM, Marek CA. The impact of saliva on patient care: A literature review. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;88:337-43.

[109] Lamkin MS, Oppenheim FG. Structural features of salivary function. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 1993;4:251-9.

[110] Lenander-Lumikari M, Loimaranta V. Saliva and dental caries. *Advances in dental research* 2000;14:40-7.

[111] Kumar G. *Orban's oral histology and embryology*: Elsevier India; 2015.

[112] Lavelle CL. *Applied oral physiology*: Butterworth-Heinemann; 2013.

[113] Dawes C. Effects of diet on salivary secretion and composition. *Journal of dental research* 1970;49:1263-72.

[114] Teeuw W, Bosch JA, Veerman EC, Amerongen AVN. Neuroendocrine regulation of salivary IgA synthesis and secretion: implications for oral health. *Biological chemistry* 2004;385:1137-46.

[115] Levine MJ. Development of artificial salivas. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 1993;4:279-86.

[116] Gal J-Y, Fovet Y, Adib-Yadzi M. About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta* 2001;53:1103-15.

[117] Hiraishi N, Kitasako Y, Nikaido T, Nomura S, Burrow MF, Tagami J. Effect of artificial saliva contamination on pH value change and dentin bond strength. *Dental Materials* 2003;19:429-34.

- [118] Taskonak B, Sertgöz A. Shear bond strengths of saliva contaminated one-bottle adhesives. *Journal of oral rehabilitation* 2002;29:559-64.
- [119] Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of prosthetic dentistry* 2010;103:221-7.
- [120] Hahnel S, Ionescu AC, Cazzaniga G, Ottobelli M, Brambilla E. Biofilm formation and release of fluoride from dental restorative materials in relation to their surface properties. *Journal of dentistry* 2017;60:14-24.
- [121] Aguiar T, Di Francescantonio M, Ambrosano G, Giannini M. Effect of curing mode on bond strength of self-adhesive resin luting cements to dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*: 2010;93:122-7.
- [122] Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*: Quintessence Publishing Company; 1996.
- [123] De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research* 2005;84:118-32.
- [124] Mason P, Ferrari M, Cagidiaco M, Davidson C. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of dentistry* 1996;24:217-22.
- [125] Burrow M, Sano H, Nakajima M, Harada N, Tagami J. Bond strength to crown and root dentin. *American journal of dentistry* 1996;9:223-9.
- [126] Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of oral science* 2011;53:273-82.
- [127] Perdigão J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence International* 2001;32-5.
- [128] Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *The Journal of prosthetic dentistry* 2010;104:92-7.
- [129] Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry: JCD* 2014;17:420.
- [130] Zheng T, Huang C, Zhang Z, Wang S, Zhang G. Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system. *Shanghai kou qiang yi xue= Shanghai journal of stomatology* 2005;14:147-50.

- [131] ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat 2003.
- [132] Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes C, Tay FR et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *American Journal of Dentistry* 2003;16:292-8.
- [133] Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental materials* 1994;10:236-40.
- [134] Erickson R. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *American journal of dentistry* 1989;2:117-23.
- [135] Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dental Materials* 1992;8:229-33.
- [136] Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y et al. The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1-4.
- [137] Burrow M, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dental materials* 2002;18:239-45.
- [138] Proença JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MCG, Aguilera FS, García-Godoy F et al. Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *dental materials* 2007;23:1542-8.
- [139] Uekusa S, Tsubota K, Tonegawa M, Tsuchiya H, Iwasa M, Kawamoto R et al. Microtensile bond strengths of single-step self-etch adhesive systems to bovine dentin. *Journal of oral science* 2007;49:183-9.
- [140] El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc* 2000;66:1-5.
- [141] Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *The Journal of prosthetic dentistry* 2001;86:511-9.
- [142] Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The journal of the American dental association* 2011;142:20S-4S.
- [143] Weiser F, Behr M. Self-adhesive resin cements: a clinical review. *Journal of Prosthodontics* 2015;24:100-8.

- [144] Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems. *Operative dentistry* 2001;26:153-76.
- [145] Jongsma LA, de Jager N, Kleverlaan CJ, Pallav P, Feilzer AJ. Shear bond strength of three dual-cured resin cements to dentin analyzed by finite element analysis. *Dental Materials* 2012;28:1080-8.
- [146] Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer H-C. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dental Materials* 2007;23:211-7.
- [147] Abo-Hamar SE, Hiller K-A, Jung H, Federlin M, Friedl K-H, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clinical oral investigations* 2005;9:161-7.
- [148] Özcan M, Mese A. Adhesion of conventional and simplified resin-based luting cements to superficial and deep dentin. *Clinical oral investigations* 2012;16:1081-8.
- [149] Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials* 2005;21:895-910.
- [150] De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science* 2015;23:358-68.
- [151] Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S. Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Operative dentistry* 2011;36:266-73.
- [152] Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *J Adhes Dent* 2008;10:373-8.
- [153] Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Innovations in bonding to zirconia based ceramics: Part III. Phosphate monomer resin cements. *Dental Materials* 2010;26:786-92.
- [154] Grégoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A. Dentin permeability: self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;90:42-9.
- [155] 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;24:1013-21.
- [156] Perdigao J, May Jr K, Wilder Jr A, Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Operative Dentistry* 2000;25:186-94.

- [157] Güller F, Şimşek M, Fatma C, YILDIZ E, YILDIRIM C. Bir adeziv sistemin kanama durdurucu ajanlarla kontamine edilen dentin yüzeyine bağlanma dayanımı. Cumhuriyet Dental Journal 2014;17:42-7.
- [158] Hitmi L, Attal J-P, Degrange M. Influence of the time-point of salivary contamination on dentin shear bond strength of 3 dentin adhesive systems. Journal of Adhesive Dentistry 1999;1-3.
- [159] Suryakumari NB, Reddy PS, Surender L, Kiran R. In vitro evaluation of influence of salivary contamination on the dentin bond strength of one-bottle adhesive systems. Contemporary clinical dentistry 2011;2:160.
- [160] Fritz UB, Finger WJ, Stean H. Salivary contamination during bonding procedures with a one-bottle adhesive system. Quintessence international 1998;29-9.
- [161] Hormati AA, Fuller JL, Denehy GE. Effects of contamination and mechanical disturbance on the quality of acid-etched enamel. The Journal of the American Dental Association 1980;100:34-8.
- [162] Kanca 3rd J. One step bond strength to enamel and dentin. American Journal of Dentistry 1997;10:5-8.
- [163] Crisp R, Burke F. One-year clinical evaluation of compomer restorations placed in general practice. Quintessence International 2000;31-3.