



T. C.

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI HASSASİYET GİDERİCİ AJANLARIN REZİN
ESASLI SİMANIN DENTİNE BAĞLANTISINA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

MEHMET UĞUR

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. SUBUTAY HAN ALTINTAŞ

TRABZON-2016

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Doç.Dr.Subutay Han ALTINTAŞ

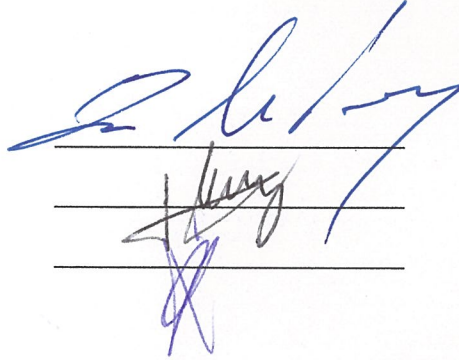
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Dt.Mehmet UĞUR'un hazırladığı "Farklı Hassasiyet Giderici Ajanların Rezin Esaslı Simanın Dentine Bağlantısına Etkisinin Araştırılması" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç.Dr.Subutay Han ALTINTAŞ

Jüri Üyesi Doç.Dr.Fatih Mehmet KORKMAZ

Jüri Üyesi Yrd.Doç.Dr.Önjen TAK



Bu tez KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın 14/04/2016 tarih ve 13 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof.Dr.Hasan DİNÇ
DEKAN V.

NİSAN – 2016
TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, kaynak gösterilerek tezimden yararlanabileceğini beyan ederim.

14/03/2016

Mehmet UĞUR

Bu tez çalışması Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Birimi tarafından 2016/BAP/PROJE NO: TDH-2016-5449 kodlu proje ile desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana yol gösteren, bilgi ve deneyimlerini her zaman benimle paylaşan, tez çalışmamın başından sonuna kadar maddi ve manevi desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a,

Asistanlık eğitimim süresince mesleki gelişimimde bilgi ve birikimlerinden faydalandığım tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve bölümümüz çalışanlarına,

Tez çalışmamın deney aşamasında desteğini esirgemeyen Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. Genççağ PÜRÇEK'e ve bu çalışmanın istatistiksel analizlerinin yapılmasında emeği geçen Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Tüm hayatım boyunca en büyük destekçim olan, sabırla ve sevgiyle her türlü fedakarlığı göstererek yanımda duran, bugün bulunduğum yerde durabildiğim için onlara teşekkürü borç bildiğim anneme ve rahmetli babama,

Ve varlığı ile hayatıma anlam katan, çalışmalarım süresince maddi ve manevi desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim sevgili eşime ve canım kızıma,

Sonsuz Teşekkürler

Arş. Gör. Dt. Mehmet UĞUR

İÇİNDEKİLER

İç Kapak Sayfası	Sayfa
KABUL VE ONAY	ii
BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar DİZİNİ	viii
RESİMLER DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
SİMGELER, KISALTMALAR VE FORMÜLLER DİZİNİ	xi
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Dentin Dokusunun Yapısı	5
4.2. Dentinin İnnervasyonu	7
4.3. Dentin Hassasiyeti	8
4.3.1. Dentin Dokusunun Dentin Hassasiyeti ile İlişkisi	8
4.3.2. Dentin Hassasiyetinin Mekanizmaları	9
4.3.3. Dentin Hassasiyetinin Etyolojisi	10
4.3.4. Dentin Hassasiyetinin Görülme Sıklığı	11
4.4. Dentin Hassasiyetinde Tedavi Yöntemleri ve Kullanılan Ajanlar	11
4.4.1. Sinir İletimini Bloke Eden Ajanlar	14
4.4.2. Anti-inflamatuar Ajanlar	14
4.4.3. Dentin Tübüllerini Tıkayıcı Ajanlar	14
4.4.3.1. İyonlar/Tuzlar	14
4.4.3.1.a. Kalsiyum Bileşikleri	14
4.4.3.1.b. Okzalat Bileşikleri	15
4.4.3.1.c. Florid Bileşikleri	16
4.4.3.2. Stronsiyum Klorid	17
4.4.3.3. Kazein Fosfopeptid İçeren Ajanlar	17
4.4.3.4. Arjinin İçeren Patlar	18

4.4.3.5. Protein Çökelticiler	18
4.4.3.5.a. Gluteraldehit ve Formaldehit	18
4.4.3.5.b. Gümüş 4.4.3.5.c. Diamin Gümüş Florür.....	19
4.4.3.6. Florid İyontoforezisi	19
4.4.4. Dentin Örtücü Rezinler	19
4.4.5. Periodontal Yumuşak Doku Greftleri	20
4.4.6. Restoratif Materyaller	20
4.4.7. Lazerler	20
4.4.7.1. Helyum-neon Lazer	21
4.4.7.2. Galyum Alüminyum Arsenid Lazer	21
4.4.7.3. CO ₂ Lazer	21
4.4.7.4. Nd:YAG Lazer.....	21
4.4.7.5. KTP Lazer.....	21
4.4.7.6. Er:YAG Lazer.....	22
4.4.7.7. Er,Cr:YSGG Lazer.....	22
4.5. Rezin Simanlar.....	22
4.5.1. Akrilik Rezin Simanlar	22
4.5.2. Dimetakrilat Rezin Simanlar	23
4.5.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar	24
4.5.2.2. Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar.....	24
4.5.2.3. Kimyasal ve Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar.....	25
4.6. Adezyon	26
4.6.1. Adezyon Tanımı	26
4.6.2. Dentin Dokusuna Adezyon	27
4.6.3. Bağlantı Testleri.....	29
5. GEREÇ ve YÖNTEM	31
5.1. Örneklerin Toplanması	31
5.2. Örneklerin Hazırlanması.....	31
5.3. Dentine Hassasiyet Giderici Ajanın Uygulanması	32
5.4. Adeziv Rezin Simanın Dentine Yapıştırılması.....	33
5.5. Mikroshear Testinin Uygulanması.....	34
5.6. Stereomikroskop ile Kırılma Analizi.....	35

5.7. SEM Görüntülerinin Elde Edilmesi	35
5.8. İstatistiksel Analiz.....	36
6. BULGULAR.....	37
6.1. Mikroshear Testi Bulguları	37
6.2. Kırılma Analizi Bulguları	38
6.3. SEM Bulguları	40
6.3.1. Teethmate.....	40
6.3.2. Shield Force Plus	40
6.3.3. UltraEZ	41
6.3.4. Admira Protect.....	41
6.3.5. Kontrol	42
7. TARTIŞMA.....	43
8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	56
9. KAYNAKLAR	57
10. ÖZGEÇMİŞ	82

TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılan tedavi yöntemleri	13
Tablo 2. Çalışmada belirlenen gruplar	32
Tablo 3. Hassasiyet giderici ajanların içerikleri ve kullanım talimatları	33
Tablo 4. Rezin Siman İçeriği ve Kullanım Talimatı	34
Tablo 5. Grup Ortalamaları, Standart Sapmaları ve İstatistiksel Farklar.....	37
Tablo 6. Gruplarda Görülen Kırılma Tipleri.....	39



RESİMLER DİZİNİ

Resim.....	Sayfa
Resim 1. Kalıp içinde hazırlanan diş ve dentin örnekler	32
Resim 2. Gruplara uygulanan hassasiyet giderici ajanlar	33
Resim 3. Çalışmada kullanılan dual-cure adeziv rezin siman.....	34
Resim 4. Instron Universal Test Cihazı.....	35
Resim 5. Mikroshear testinin uygulanması	36
Resim 6. Yüzey kaplama cihazı	36
Resim 7. SEM Cihazı	37
Resim 8. Teethmate grubunu SEM görüntüsü	40
Resim 9. Shield Force Plus grubunu SEM görüntüsü	40
Resim 10. UltraEZ grubunu SEM görüntüsü	41
Resim 11. Admira Protect grubunu SEM görüntüsü.....	41
Resim 12. Kontrol grubu SEM görüntüsü.....	42

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil.....	Sayfa
Şekil 1. Ortalama makaslama değerleri.....	38
Şekil 2. Gruplarda görülen kırılma oranları.....	39



KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

DH	Dentin Hassasiyeti
HA	Hidroksiapatit
ACP	Amorf kalsiyum fosfat
CPP	Kazein fosfopeptid
HEMA	2-hidroksietil metakrilat
GaAlAs	Galyum Alüminyum Arsenid
Nd:YAG	Neodmium: yttrium-aluminium-garnet
KTP	Potasyum-titanil-fosfat
Er:YAG	Erbium Yttrium Aluminium Garnet
Er,Cr: YSGG	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
4-META	4-metakriloksietil trimellitat an-hidrat
EDTA	Etilen diamin tetra asetik asit
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil dimetakrilat
MDP	10- Metakriloloksidösil dihidrojen fosfat
TTCP	Tetrakalsiyum fosfat
DCPA	Dikalsiyum fosfat anhidroz
TEGDMA	Trietilen glikol metakrilat
SEM	Scanning Electron Microscope

Simgeler

A°	Angstron
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
kV	Kilovolt
mmHg	Milimetre cıva
mm/sn	Milimetre / saniye
mm	Milimetre
mm²	milimetrekare
gr	gram
nm	Nanometre
mg/ml	milligram/mililitre(ppm)
sn	saniye
ml	mililitre
mL/dk	mililitre/dakika
g/mol	gram/mol (Moleküler ağırlık birimi)
atm	atmosfer basıncı birimi
ph	asitlik veya bazlık derecesini tariff eden ölçü birimi
MPa	megapaskal

Formüller

NaF	Sodyum florür
SnF₂	Kalay florür
Ca(OH)₂	Kalsiyum hidroksit
SrCl₂	Stronsiyum Klorit
AgNO₃	Gümüş nitrat
Ca₁₀[PO₄]₆[OH]₂	Hidroksiapatit
K₂C₂O₄.H₂O	Potasyum oksalat
Fe₂(C₂O₄)₃.5H₂O	Ferrik oksalat
C₅H₈O₂	Gluteraldehit
CH₂O	Formaldehit

1. ÖZET

Farklı Hassasiyet Giderici Ajanların Rezin Esaslı Simanın Dentine Bağlantısına Etkisinin İncelenmesi

Aşınma, kırık, diş eti çekilmesi ve preparasyon gibi nedenlerden dolayı sıklıkla görülen dentin hassasiyetinin giderilmesinde farklı kimyasal yapılara sahip hassasiyet giderici ajanlar kullanılmaktadır. Ancak bu ajanlar rezin simanların dentine bağlanma dayanımları üzerinde farklı etkilere sahiptir. Bu çalışmanın amacı; farklı etki mekanizmalarına sahip hassasiyet giderici ajanların rezin esaslı simanın dentine bağlantısına etkilerinin araştırılmasıdır.

Bu çalışmada 70 adet insan molar dişinden elde edilen dentin örnekler kullanıldı. Dentin üzerine dört farklı hassasiyet giderici ajan (Teethmate, Shield Force Plus, UltraEZ ve Admira Protect) uygulandı ve 3 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde adeziv rezin siman (Panavia V5, Kuraray Notrike, Japonya) yapıştırıldı. Örneklerin bağlantı yüzeylerine, universal test cihazında 0,5 mm/dk hızla mikroshear kuvveti uygulandı. Verilerin analizi, Kruskal Wallis H ve Mann Whitney U testleri ile değerlendirildi ($p<0.01$).

Gruplar arasında en yüksek bağlanma değeri Shield Force Plus uygulanan grupta görüldü ($p<0.01$). Admira Protect, UltraEZ ve kontrol gruplarına göre bağlantıyı arttırdı ($p<0.01$). Admira Protect ve Teethmate uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.01$). Teethmate, UltraEZ ve kontrol gruplarının shear değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.01$).

Çalışmanın sonucuna göre, rezin içerikli hassasiyet giderici ajanlar rezin simanın dentine bağlantısını anlamlı bir şekilde arttırdı. Kalsiyum fosfat, potasyum nitrat ve florür içerikli hassasiyet giderici ajanlar ise rezin simanın dentine bağlantısını etkilemedi.

Anahtar Sözcükler: Dentin hassasiyeti, hassasiyet giderici ajanlar, adeziv rezin siman, bağlanma dayanımı.

2. SUMMARY

Evaluation of The Different Desensitizing Agents Effect on Shear Bond Strength Adhesive Resin Cement to Dentin

Desensitizing agents which have different chemical structures, are used to minimize the hypersensitivity of dentin which often occur because of the reasons such as abrasion, fracture, gingival problem and preparation. However, these agents have different effects on the bond strength of the adhesive resin cements to dentin. The purpose of this study was to evaluate the effect of different desensitizing agents on the bond strength of adhesive resin cement to dentin.

70 dentin specimens obtained from human molars were used in this study. Four different desensitizing agents (Teethmate, Shield Force Plus, UltraEZ and Admira Protect Desensitizers) were applied and 3 mm in diameter and 2 mm height adhesive resin cement (Panavia V5, Kuraray Notrike, Japan) applied on dentin. The samples were tested in a universal shear testing machine with a cross head speed of 0,5mm/min. The data were analyzed by using the Kruskal Wallis H and Mann Whitney U tests for multiple comparison ($p < 0.01$).

The highest level of shear bond strength of all groups was seen in the group on which Shield Force Plus was used ($p < 0.01$). Admira Protect increased the bond strength according to UltraEZ and control groups ($p < 0.01$). There was no statistically significant difference between the groups applied to Admira Protect and Teethmat Desensitizers ($p > 0.01$). The difference between the shear bond values Teethmate, UltraEZ and control groups were not statistically significant ($p > 0.01$).

According to the results of the study, resin based desensitizing agent was increased the bond strength of the adhesive resin cements to dentin. Calcium phosphate, potassium nitrate and fluoride containing agents did not affect the connection resin cement to dentin.

Key words: Dentin hypersensitivity, desensitizing agents, adhesive resin cement, bond strength.

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Dentin hassasiyeti (DH), çeşitli nedenlerle ağız ortamına açılmış dentinde fiziksel ve kimyasal etkenlerin oluşturduğu kısa süreli ve keskin ağrıdır. Toplumda % 4-57 oranında, erken ergenlikten 70'li yaşlara kadar görülebilmektedir (1). DH, hatalı diş fırçalama, dişeti çekilmesi, diş/kavite preparasyonu sonrası görülmektedir. Ayrıca abrazyon, atrizyon, abfraksiyon ve erozyon gibi durumlarda oluşan sert doku kayıpları da dentin dokusunun açığa çıkmasına ve dentin hassasiyetine neden olabilmektedir (2). Kron restorasyonu için yaklaşık 1,2-1,5 mm diş dokusu kaldırılması gerekmektedir. Bu nedenle özellikle büyük kavite ve kronlar için yapılan preparasyon sonrası çok sayıda dentin tübülünün açığa çıkmasıyla dentin aşırı hassasiyeti ortaya çıkmaktadır (3, 4).

Dentin ve pulpa, embriyolojik kökenlerinin aynı olmasının yanında fizyolojik ve patolojik olaylarda sürekli etkileşim içinde olduklarından pulpa-dentin kompleksi olarak tanımlanır. Pulpada ve dentin tübül yapısındaki interstisyel sıvı pulpadan mine-dentin sınırına doğru devamlılık gösterir. Bu nedenle normal ve patolojik durumlardaki hidrodinamik etkiler ve tübüler sıvı hareketi pulpa-dentin kompleksini etkiler (5, 6).

Dentin tübüllerinin açığa çıkması sonucu oluşan DH, en iyi şekilde hidrodinamik teori ile açıklanmaktadır. Hidrodinamik teoriye göre dentin tübülleri sıvı içermektedir ve aşınma, travma, dişeti çekilmesi ve preparasyon sonrasında açığa çıkan tübüller içerisindeki sıvının hareketiyle ağrı oluşmaktadır (7, 8). Brannstörn, hidrodinamik teorisinde; kimyasal, termal veya osmotik stimulasyona bağlı olarak dentin tübülleri içerisindeki sıvının içe ve dışa hareket etmesi ve dentin-pulpa sınırındaki mekanik reseptörlerin uyarılmasıyla hassasiyet oluştuğunu bildirmektedir (9). Tübül içerisindeki dentin sıvısının hareketi mekaniksel bir tribülans oluşturarak pulpadaki sinirleri uarmakta ve ağrıya neden olmaktadır. Açık tübül sayısı, tübüllerin yapısı ve genişliği dentin sıvısının hareketini dolayısıyla hassasiyetin şiddetini etkilemektedir (7). Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile dentin yüzeyinin incelendiği çalışmalarda aşırı hassas dentinde açık tübül sayısının daha fazla ve dentin tübüllerinin daha geniş olduğu gözlemlenmiştir (9-11).

Hem diş preparasyonu hem de simantasyon sırasında ve sonrasında oluşan mikrosızıntı ve diş hassasiyeti tedavi sırasında ve sonrasında yaygın problemlerdir. Oluşan ağrı ve hassasiyeti azaltmak ve önlemek amacıyla bugüne kadar farklı etki

mekanizmalarına sahip çok sayıda hassasiyet giderici ajan kullanıma sunulmuş ve sunulmaya da devam edilmektedir (1, 12, 13). Bu ajanlar genellikle dentin tübüllerini tıkayıp, sıvı akışını azaltarak dentin aşırı hassasiyetini önlemek gibi çeşitli mekanizmalar ile işlev gerçekleştirmektedir (13).

Rezin siman ve dentin arası güçlü bir bağlantı, mikrosızıntı ve hassasiyetin önlenmesinde en önemli faktörlerden biridir. Hassasiyet giderici ajanların dentin matriksiyle kimyasal bağlantı kurması, rezin simanın dentin bağlantısını etkileyebilmektedir (14).

Planladığımız bu tez çalışmasında, farklı etki mekanizmalarına sahip hassasiyet giderici ajanların rezin esaslı adeziv simanın dentine bağlantısına etkilerinin incelenmesi amaçlandı.



4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dentin Dokusunun Yapısı

Dentin dokusu kron yüzeyinde mine, kök yüzeyinde ise sement tabakası ile pulpa dokusu arasında bulunan, dişin asıl kütlesini oluşturan ve diş şeklini veren pöröz bir yapıdır. Dentin, sert ve kırılğan olan minenin aksine elastiktir ve hafif deformasyonlara karşı koyabilir. Dentin dokusu ektomezenşimden gelişen odontoblast hücreleri tarafından üretilir. Diş dokusunun büyük bir kısmını kaplayan dentin, sarımsı beyaz renkte, ışığı yarı geçirgen özelliğe sahiptir. Kompakt kemikten daha sert olan dentin, gelişme ve kimyasal yapı bakımından kemik dokusunu andırır (15).

Dentinin kimyasal içeriği ortalama % 70 mineraller, % 20 organik materyaller ve % 10'u da sudan oluşmaktadır (15, 16). Dentinin 2.05-2.30 g/cm³ arasında değişen yüksek yoğunluğuna bağlı olarak, ağırlık yüzdesi hacim yüzdesinden çok daha fazladır (17). Dentinin inorganik yapısında, kalsiyum fosfat ve kalsiyum hidroksit Ca₁₀[PO₄]₆[OH]₂ bileşimindeki hidroksiapatit (HA) kristalleri bulunur (18). Dentindeki HA kristalleri minedekinden daha küçük yapıdadır (19). Bu HA kristallerin boyları 200–1000 Å, genişlikleri ise 30 Å civarındadır (20). Bundan dolayı dentin dokusunda hacimce daha çok total yüzey alanı işgal ederler. Buna bağlı olarak asitle temasta daha çabuk demineralize olurlar ve çürük dentinde daha hızlı ilerler. Diğer inorganik bileşenler arasında flor, karbonat, magnezyum, potasyum, demir, çinko ve kurşun vardır. Dentinin organik yapısı, jel özelliğinde bir madde ve içinde bulunan lifsi bir protein olan kollajenden ibarettir. Organik kısmın % 92'sini kollajenler ve kalanını ise nonkollajenöz protein büyüme faktörleri ve proteoglikanlar oluşturmaktadır (15, 20). Kollajen fibriller 0,05-0,20 µm çapındadır ve 640 Å aralıklarla tekrarlanan periyodik enine çizgilenmeler gösterirler. Bu durum organik matriksin asitlenebilir özellikte olmasını sağlar. Kollajen lifler birbirleriyle çok sıkı temasta olup demetler yaparlar (19). Organik yapının diğer bileşenleri ise mineralizasyonda rol oynayan fosfoproteinler, glikozaminoglikanlar, mineralizasyonu inhibe edebilen proteoglikanlar, proteinler, odontoblastik aktivede görev alan asidik glikoproteinler, odontoblastları kontrol eden büyüme faktörleri ve mineral biçimlenmesine katılması için yağlardır (15, 16, 19).

Diş gelişiminde primer dentin, sekonder dentin ve tersiyer dentin olmak üzere 3 tip dentin üretilmektedir. Dişin sürmesinden önce oluşturulan orjinal tübüler dentin primer dentindir. Primer dentinin dış tabakası manto dentin olarak adlandırılır ve merkezden uzaktaki dentine göre ortalama % 4 daha az mineralizedir. (19). Sekonder dentin, primer dentin gibi pulpa çevresindeki dentindir, fakat sekonder dentin kök oluşumunun tamamlanmasından sonra oluşmaktadır. Primer ve sekonder dentin arasındaki en büyük farklılık, sekonder dentinin primer dentine göre oldukça yavaş oluşmasıdır. Her iki tip dentini de aynı odontoblastlar oluşturduğu için, tübüllerin devamlılığı korunur. Pulpa odasının tavanında ve tabanında çok fazla miktarda sekonder dentin oluşturulması sonucu pulpa odası giderek daralır. Benzer bir şekilde, sekonder dentin formasyonu kök kanalının yaşla birlikte daralmasına neden olur (19, 21). İritasyon dentini, irregüler sekonder dentin, reaksiyonel dentin, tamir dentini ya da koruyucu dentin olarak bilinen tersiyer dentin travma ya da iritasyondan etkilenmiş dentinde görülür (22). Pulpa boynuzlarında, kesilmiş dişlerde, açık kolelerde, dentin kanallarının pulpaya bakan uçlarında tersiyer dentin oluşur (19).

Dişin koronal kısmındaki dentin tübülleri en geniş boyutu pulpada, en küçük boyutu mine-dentin birleşiminde olan ters çevrilmiş koni gibidir ve mineden pulpaya uzunluğu 2,5-3,5 mm'dir. Dentin kanalları bir S harfi çizercesine dalgalanarak uzanırlar. Dentin kanalları mine-dentin sınırında birkaç dala ayrılmaktadır ve bu şekilde kanalların dallanması sadece uç kısmında olmayıp bütün dentin kitlesinde görülür. Kanallar devamlı olarak diğer kanallara açılan yan dallar vermektedir. Dentin kanallarının mine-dentin sınırında veya sement yakınında mm^2 'deki sayısı 70.000–90.000 arasında iken pulpaya yakın bölgelerde 30.000–75.000 olarak değişmektedir (23-25). Dentin kanallarının içini, gövdesi pulpanın çeperlerine sıralanmış olan odontoblast hücrelerinin uzantısı Tomes lifleri doldurur. Tomes lifleri, dentin tübüllerinin toplam uzunluklarının ortalama % 25-30' una kadar ilerlemektedir ve bu uzantılar ile kanal çeperi arasında bir aralık kalır ki bu aralığı dentin lenfi doldurur. Tomes lifleri kanalların yan dal verdikleri yerlerde dallanarak yan kanalcıkları da işgal ederler (26). Kanallara dik bir şekilde kesit alındığında, ışığı iyi geçiren ve bütün kanalı bir kılıf gibi kaplayan peritübüler dentin ve peritübüler dentin halkacıkları arasında kalan ve daha az mineral içerikli intertübüler

dentin gözükmektedir. Dentinin esas yapısı intertübüler dentinden meydana gelmiştir (19, 27-29).

Dentin lenfi, pulpal kan damarlarında dolaşan kanın bir ultrafiltratıdır ve yapı olarak plazmayı andırır. Bu sıvı odontoblastlar arasından dentin kanallarına girer ve sonuçta minede bulunan küçük deliklerden dışarı akar. Pulpa dokusunun basıncı ortalama 60 mmHg'dir. Bu nedenle pulpadan ağız içerisine doğru yani içten dışa doğru bir akım basıncı vardır. Dentin sıvısı kanalcıkların herhangi bir nedenle açılması halinde, açığa çıkan dentin yüzeyinden küçük damlacıklar halinde dışarı akar. Bu sıvının hızla dışarı akmasının ise dentin hassasiyetine neden olduğuna inanılmaktadır (19, 30).

4.2. Dentinin İnnervasyonu

Pulpa-dentin kompleksi içerisindeki sinir lifleri, periferel sinir sisteminin bir parçasıdır. Pulpal sinirlerin derin dentin tübüllerinin yaklaşık olarak %20'sine mikron seviyesinde penetre olabilmesine rağmen dentin dokusu vaskularizasyon ve innervasyondan yoksundur (31, 32). Pulpa-dentin kompleksi, afferent ve post-ganglionik sempatik aksonlar içeren trigeminal sinirin dalları tarafından innerve edilirler (33, 34). Dişlerin duyuusal innervasyonu ilk olarak koronal odontoblast tabakası, pre-dentin ve dentinin iç tabakalarından başlamaktadır (34).

Morfolojik olarak değişik bölgelerde bulunabilen, kalınlıklarına, miyelin kılıfına sahip olup olmamalarına, hedef dokularına ve uyarıcı iletim şiddetlerine göre en az 6 değişik sinir lifi bulunmaktadır. Bunlar A-alfa, A-beta, A-gamma, A-delta, B ve C lifleridir. A lifleri en geniş çaplıdır, en dar çaplı olanlar C lifleridir ve B liflerinin çapları ise her ikisi arasındadır. Sinir liflerinin çapı arttıkça iletim hızı da artar (33-35). A-beta lifleri odontoblastlarla yakın ilişkiindedir ve dentinin mekanik (hidrodinamik) uyarılmasındaki en hassas liflerdir. A-delta lifleri travmatik veya yaralayıcı etkenlerle oluşan ağrı, ısı ve dokunma duyularını iletirler (35, 36). C-lifleri, yavaş iletim hızına sahip myelinsiz liflerdir ve pulpal hasar sonucu aktive olurlar (37).

DH'nin ilk safhasında A-delta sinir lifleri aktiftir. A liflerinin aktivasyonu için dentin tübülleri içerisinde şiddetli sıvı hareketine neden olabilecek ısısız, kimyasal, ozmotik veya mekanik uyarılara gerek vardır. Dentin sıvısının hareketi sonucu ani,

keskin ve kısa süreli ağrı oluşur. DH, uyarana verilen bir cevap niteliğinde olup hasta tarafından lokalize edilebilir. Pulpa ağrısı ise genellikle pulpa inflamasyonu ile ilişkilidir ve DH'ye göre uzun sürer, kesintili ve zonklayıcı tarzdadır (33, 38).

4.3. Dentin Hassasiyeti

DH; kimyasal, termal, dokunma ve ozmotik uyaranlara cevap olarak oluşan ve uyaran ortadan kalktıktan sonra geçen lokalize, kısa süreli keskin bir ağrı olarak tanımlanmaktadır (12, 39, 40). DH gerçek bir hastalıktan daha çok açığıdaki dentin yüzeyinde uyarı iletimi sonucunda oluşan bir semptom kompleksidir (41). Bununla birlikte normal dentin duyarlılığı ile patolojik DH arasındaki muhtemel farklılıkları ayırt etmek ve saptamak çok zordur ve bundan dolayı dentin hassasiyeti ifadesi genel olarak klinik uygulamalarda kabul edilmiştir (42).

4.3.1. Dentin Dokusunun Dentin Hassasiyeti ile İlişkisi

Dentinin dış yüzeyini koruyan mine ve sement dokusu diş/kavite preparasyonu, çürük, abrazyon ve erozyon gibi dış etkenlerle ortadan kalkabilir. Bu durumda diş ortama açılan dentin tübülleri pulpa ile dış ortam arasında bir geçiş kanalı haline gelir (43). Dış ortama açılmış dentin tübülleri pulpal inflamasyon ve hassasiyet oluşumuna neden olabilir (44, 45). Bununla birlikte restoratif materyal ile diş dokuları arasında termal ekspansiyon katsayısı ve difüzyon farklılıkları nedeniyle zamanla mikrosızıntı oluşabilir. Mikrosızıntı sonucu asidik ve bakteriyel ürünler restorasyon-diş arayüzüne penetre olup kavite duvarlarında demineralizasyona neden olur. Önlem alınmazsa restorasyon-diş arayüzünden açık dentin tübülleri boyunca pulpaya kadar ulaşabilirler (46). Bu difüzyonun hızı dentinin lokalizasyonuna ve kalan dentin kalınlığına bağlı olarak değişkenlik gösterir (47). Pulpa sınırına yakın dentinde intertübüler dentin miktarı azalmış, tübül lümen hacimleri ise artmış olduğundan bu bölgedeki dentin geçirgenliği mine-dentin sınırındaki dentinden daha fazladır (48).

Diş preparasyonu sırasında dentin yüzeyinde artık organik ve inorganik bileşenlerden oluşan, 1-5 µm kalınlığında smear tabakası meydana gelir. Bu tabakanın kalınlığı, preparasyon sırasındaki su miktarına, dentinin organik/inorganik madde içeriğine, çalışılan bölgenin lokalizasyonuna, tübül çapı ve kavite derinliğine göre değişebilmektedir (49). Smear tabakası dentin geçirgenliğini dolayısıyla

innervasyonunu önemli ölçüde azaltsa da bu tabakanın submikron porözitesi dentin sıvısının geçişini tamamen engelleyemez (50, 51).

Dentin tübüllerinin yoğunluğu ve çapı, dentin geçirgenliğinde önemli bir etkiye sahiptir. Kök dentininde, koronal dentine göre daha az sayıda dentin tübülü vardır ve kök dentini tübüleri koronale göre daha dar çaplıdır. Koronal dentinin geçirgenliği pulpa boynuzu üzerindeki alanlarda en yüksek iken, okluzal yüzeyin santral fossasının bulunduğu merkez alan etrafında dentin geçirgenliği en düşüktür (52). Absi ve ark. (53), SEM görüntülerinde dentinin morfolojik özelliklerini incelemişler ve hassasiyet gösteren dişlerde hassasiyet göstermeyenlere göre yaklaşık 7 kat daha fazla açık dentin tübülü bulmuşlar ve hassasiyete neden olan tübüllerin pulpaya kadar açık olduğunu bildirmişlerdir.

Sağlıklı normal dişlerde, pulpanın doku içi sıvı basıncının atmosfer basıncından daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bundan dolayı dentin tübülü ağız ortamına açıldığında, dentin sıvısı oral kaviteye doğru akar ve birçok zararlı bakteriyel ürünü yıkayarak dentin tübüleri içerisinden uzaklaştırabilir. Açık dentin tübüleri bulunan ortama açılmış dentin yüzeyleri, dentin sıvısı akışına uygun bir ortam sağlaması nedeniyle DH gelişimi için de risk oluştururlar (54).

4.3.2. Dentin Hassasiyetinin Mekanizmaları

DH'yi açıklığa kavuşturmak için bugüne kadar üç teori destek görmüştür (55, 56). Bunlar;

- a. Odontoblastik iletim teorisi
- b. Doğrudan sinir sonlanması teorisi
- c. Hidrodinamik teori

a) Odontoblastik İletim Teorisi: Odontoblastların mine-dentin sınırında dallanmalar yapması ve dentin tübüleri içerisindeki uzantılarının reseptör olarak görev almasını temel alarak ileri sürülmüştür. Bu teoriye göre kimyasal veya mekanik uyarılar odontoblastik uzantılardan nörotransmitterlerin salınmasına neden olur ve uyarılar sinir uçlarına iletilir (33). Fakat dentin yüzeyinde algılanan bir stimülusu odontoblastlar

boyunca taşıyacak sinaptik bağlantı bulunmamaktadır. Ayrıca odontoblastik hücre tabakası hasar gördüğünde DH'nin devam ettiği görülmüştür. Günümüzde odontoblastik uzantıların nörotransmitter saldığına dair hiçbir kanıt bulunamamıştır. Bu nedenlerden dolayı bu teori kabul görmemiştir (56, 57).

b) Doğrudan Sinir Sonlanması Teorisi: Bu teoride dentin tübülleri içerisindeki sinir uçlarının uyarılmasıyla uyarının doğrudan pulpaya iletildiği ileri sürülmektedir (33). Kök dentininin dış tabakaları içerisinde miyelinsiz sinir liflerinin varlığının gösterilmesi bu teoriyi desteklemiştir. Fakat pulpal sinirler derin dentin tübüllerinin yaklaşık olarak %20'sine birkaç mikron kadar penetre olmaktadır. Bu verilere göre DH mekanizması direkt pulpada sonlanan sinir iletimiyle oluşmamaktadır. Bu teoriyi destekleyen kesin kanıtlar bulunmamaktadır (58).

c) Hidrodinamik Teori: Günümüzde DH için en fazla kabul gören Hidrodinamik Teori'dir (41, 59). Dentin hassasiyetinin oluşum mekanizmasında uzun yıllardan beri ekspozite dentin tübüllerindeki sıvı hareketinin sorumlu olduğu kabul edilmektedir. 1950'lerin sonlarında Brännström tarafından ortaya atılan bu teori, dentin hacminin % 25' inin sıvıyla dolduğu ve farklı uyarılar ile açık dentin tübüllerindeki sıvının da hareket ettiği esasına dayanır (60). Hidrodinamik teoriye göre dentin tübülleri içinde hızla hareket eden sıvı akışını takiben, pulpa dentin sınırında veya dentin tübülleri içindeki A-delta sinir liflerinin aktivasyonuna neden olmaktadır. Uyarının tipine göre dentin sıvısı dentin tübülleri içerisinde dışarıya veya içeriye doğru hareket eder (61). Sıcak uygulama, dentin tübülündeki sıvıyı genişletirerek pulpa yönünde harekete neden olurken; soğuk, mekanik temas, kimyasal uyarılar ise sıvının dışı doğru hareketine sebep olur. Soğuk uyarılar, sıcak uyarılara göre daha keskin ağrıya neden olur (62). Dentinde sıvı kaybının telafi edilmesi için dentin sıvısı dışarı doğru hareket eder. Dentin sıvısının dışarıya doğru maksimum akım hızınının 2-4 mm/sn olduğu bildirilmiştir (63). Dentin tübüllerindeki sıvı hareketinin yavaşlamasıyla DH de azalmaktadır (64).

4.3.3. Dentin Hassasiyetinin Etiyolojisi

DH'nin etiyolojisi multifaktöriyel olup, herhangi bir nedenle dentinin ağız ortamına açılması gerekmektedir. Dentinin ağız ortamına açılması mine dokusu kaybı ve/veya kök yüzeyinin açığa çıkması gibi nedenlerden dolayı oluşmaktadır. Atrizyon,

abrazyon, abfraksiyon, travma, diş ve kavite preparasyonu ile mine dokusu kaybı hassasiyete neden olabilir (65-68). Ancak bazen dentin ağız ortamına açılmış olmasa bile dentin tübülleri yüzeye kadar uzanmış ve açık olabilirler (53). Dentin dokusunun açığa çıkmış olduğu bütün insanlarda hassasiyet oluşmayabilir. Çünkü DH'nin oluşumunda açığa çıkmış dentin alanının yüzeyi, kalan dentin tabakasının kalınlığı, kök ve koronal dentinin durumu, dentinden geçecek olan ajanın molekül büyüklüğü, periferde dentin oluşumu ve pulpaya yakın yerlerde tamir dentininin oluşumu önemli rol oynar (69, 70). Dişeti çekilmesine neden olan yaş, dişin dental ark üzerindeki malpozisyonu, kole uyumu bozuk olan kron-köprü restorasyonları, hatalı diş fırçalamaya bağlı mekanik travmalar da DH'ye neden olabilir (71).

4.3.4. Dentin Hassasiyetinin Görülme Sıklığı

DH'nin günümüzdeki gerçek prevalansı hakkındaki çalışmalar kısıtlıdır. Gelişmiş ülkelerde DH artan bir problem haline gelmiştir. İnsanlar kişisel oral hijyen bakımlarına özen göstererek dişlerini ağızlarında uzun süre tutabilmektedir ve bu yüzden DH ile karşılaşma riskleri de artmaktadır (57). DH göreceli olarak ırkları, sosyal sınıfları, meslek gruplarını, yaş ve cinsiyet gruplarını etkilemektedir. DH genellikle kadınlarda biraz daha fazla görülmektedir (72). DH'nin prevalansının, çalışılan popülasyona ve kullanılan metodolojiye bağlı olarak % 4-74 oranında değiştiği bildirilmektedir (72-75). Bununla birlikte dikkatli bir muayenede elde edilen oran yaklaşık % 15' dir (57, 76).

DH genelde 20-50 yaşlarında görülse de erken ergenlikten 70' li yaşlara kadar dağılım gösterebilir. En fazla 30-40 yaşlarında görülmektedir (77). Benzer şekilde yapılan çalışmalarda yaşlı bireylerde diş eti çekilmesinin daha fazla olduğunun belirlenmesine rağmen hassasiyet semptomlarının 30-39 yaşları arasındaki grupta daha çok görüldüğü bildirilmiştir. Bu durumun, pulpa ve dentinde oluşan yaşa bağlı değişikliklere bağlı olarak dentin sklerozu, sekonder dentin yapımının azalması ve pulpa fibrozisi gibi gelişimlerden kaynaklandığı bildirilmiştir (72, 78). Artan yaşla birlikte dentin tübülleri daha dar hale gelebilir ve büyük HA kristallerinin çökmesiyle tıkanabilirler. Dentindeki bu değişimler, dentin geçirgenliğinin ve sıvı iletkenliğinin azalmasıyla DH de azaltabilir (79). DH prevalansının gelecekte, ağız bakımına verilen

önemin artmasına ve asidik yiyeceklerin alımındaki artışa bağlı olarak özellikle genç yaş gruplarında daha yaygın düzeyde olacağı düşünülmektedir (80).

4.4. Dentin Hassasiyetinde Tedavi Yöntemleri ve Kullanılan Ajanlar

Dentin hassasiyetinde kullanılan tedavi yöntemleri temel olarak 3 farklı amaca yöneliktir. Bunlar (81):

1. Sinir iletimini bloke etmek
2. DH'nin hidrodinamik mekanizmayla değil de pulpadaki inflamasyon kaynaklı olduğunu düşündüğümüzde ise mevcut inflamasyona engel olmak
3. Dentin tübüllerinin kaplanması veya tıkanması

DH'nin tedavisinde birçok ürün kullanıma sunulmuştur. Çoğunun hassasiyet giderme etkinlikleri farklıdır. DH tedavisi hekim veya hasta tarafından uygulanabilir ancak hasta tarafından uygulanan tedavi kolay ve ekonomik olmakla birlikte klinik etkilerinin yavaş görülmesi, belirli bölgelere uygulama güçlükleri ve devamlı kullanım gereksinimi dezavantaj oluşturur. Günümüzde klinikte kullanılan tedavi yöntemlerinin dezavantajı ise etkinliklerini sınırlı bir zaman koruyabilmeleri ve etkinliklerinin devamı için tekrar tekrar uygulanmaları gerekliliğidir. İdeal bir tedavi ajanı pulpa ve dişetini irrite etmemeli, kolay ve hızlı kullanımı olmalı, hassasiyet giderici etkisini en kısa sürede göstermeli ve uzun bir süre devam ettirmeli, uygulanan dişi boyamamalı ve maliyetinin uygun olması gerekmektedir (82). Dentin geçirgenliğini azaltan bazı faktörler de, DH'nin spontan olarak azalmasına neden olabilir. Örneğin pulpa-dentin sınırında düzensiz olarak irritasyon dentini oluşumu dentin tübüllerinin tıkanmasına yol açar ve hassasiyetin ortadan kalkmasına neden olur (83). Bunun yanında tükürük minerallerinden oluşan intratübüler kristaller ve dentin yüzeyindeki diştaşı oluşumu dentin geçirgenliğini azaltır (83). Ayrıca smear tabakası ekspozite dentin yüzeyini örterek dentin tübüllerinin tıkanmasını sağlar. Böylece sıvı hareketini bloke ederek hidrolik iletim azalır ve buna bağlı olarak DH'nin azalmasına neden olabilir (54). Fakat bazı durumlarda smear tabakası diş yüzeyinden kolayca kaldırılabilirdiğinden DH'ye karşı yeterince koruma sağlayamaz (81).

Tablo 1. Dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılan tedavi yöntemleri (57)

<p>1) Sinir İletiminin Bloke Edilmesi Potasyum nitrat, Potasyum sitrat</p> <p>2) Anti-inflamatuvar Ajanlar Kortikosteroidler</p> <p>3) Dentin Tübüllerinin Kaplanması Veya Tıkanması</p> <p>A) Dentin Tübüllerinin Tıkanması</p> <p>a) İyonlar/Tuzlar:</p> <ul style="list-style-type: none">➤ Kalsiyum Bileşikleri<ul style="list-style-type: none">— Kalsiyum hidroksit— Kalsiyum fosfat➤ Oksalat Bilesikleri<ul style="list-style-type: none">— Potasyum oksalat— Ferrik oksalat➤ Florid Bilesikleri<ul style="list-style-type: none">— Sodyum florid— Kalay florid— Sodyum Monoflorofosfat <p>b) Strosiyum Klorit</p> <p>c) Ferroz Oksit</p> <p>d) Protein Çökelticiler:</p> <ul style="list-style-type: none">➤ Gluteraldehit➤ Formaldehit➤ Gümüş nitrat➤ Çinko klorit➤ Fenol➤ Formalin <p>e) Kazein Fosfopeptidler</p> <p>f) Parlatmak (Burnishing)</p> <p>g) Florid İyontoforezi</p> <p>B) Dentin Örtücüler</p> <ul style="list-style-type: none">a) Cam iyonomer simanlarb) Kompozitlerc) Rezinlerd) Verniklere) Örtücülerf) Metil metakrilat <p>C) Periodontal yumuşak doku greftleri</p> <p>D) Dişin kronla veya direkt restorasyonla örtülmesi</p> <p>E) Lazerler</p>
--

4.4.1. Sinir İletimini Bloke Eden Ajanlar

-Potasyum Nitrat, Potasyum Sitrat: Potasyum iyonları dental sinirlerin aktivasyonunu inhibe ederek hassasiyet giderici etki göstermektedir. Yüksek miktarlarda uygulanan potasyum iyonlarının ekstraselüler potasyum konsantrasyonunu arttırdığı ve böylece sinir membranlarını depolarize ederek sinirlerin ilk başta uyarılmasını ve sonrasındaki aksiyon potansiyeli yayılımını bloke ederek bir ileti engeli oluşturduğu belirtilmiştir (84, 85). %5'lik Potasyum nitrat DH'yi 4 haftaya kadar etkin bir şekilde azalttığı bildirilmiştir (86). Potasyum nitratın DH'yi gidermedeki etkinliği hakkındaki bazı klinik çalışmaların olumlu sonuçlar bildirmesine rağmen (87, 88), çelişkili sonuçların ortaya çıktığı çalışmalar da vardır (57, 89, 90). Genel görüş potasyum nitrat ve florür içeren diş macunlarının DH tedavisinde etkin olduğu yönündedir (91). DH tedavisinde potasyum nitratın etkisi çalışmalarda çoğunlukla değerlendirilse de bazı çalışmalarda potasyum sitrat kullanılmış ve tedavide etkin olduğu gösterilmiştir (92, 93).

4.4.2. Anti-inflamatuar Ajanlar

-Kortikosteroidler: Anti-inflamatuar ajan olarak kortikosteroidlerin hassasiyeti azaltabileceği ileri sürülmüştür. Bununla birlikte bazı klinik denemelerde ise DH tedavisinde kortikosteroidlerin klinik olarak kullanışlı olmadığı bildirilmiştir (81). Bir glukokortikoid türevi olan parametazonun DH giderici etkisi olduğu bilinmektedir (94). Kortikosteroidlerin mineralizasyona neden olarak tübüllerde tıkama sağladıkları varsayılmaktadır ama henüz bilimsel olarak onaylanmamıştır (57, 95).

4.4.3. Dentin Tübüllerini Tıkayıcı Ajanlar

4.4.3.1. İyonlar/Tuzlar

4.4.3.1.a. Kalsiyum Bileşikleri

-Kalsiyum hidroksit ($\text{Ca}(\text{OH})_2$), DH tedavisinde çok uzun yıllar boyunca popüler bir ajan olarak kullanılmıştır. Etkisini kalsiyum iyonlarının gevşek protein radikallerini bağlayarak dentin tübüllerini tıkama mekanizmasıyla gerçekleştirmektedir. Dentin yüzeyine uygulandığında hızlı bir şekilde hassasiyette azalma sağlar (96). Brännström, SEM' de kalsiyum hidroksit uygulanmış dentinin ancak 0,1 mm derinliğine kadar dentin

tübüllerinde bir daralma görüldüğünü bildirmiştir. Bununla birlikte kalsiyum hidroksitin gingival dokularda irritasyona neden olması dezavantajdır (97).

-Kalsiyum fosfat, dentin tübüllerini kısa sürede tıkama özelliğine sahip ajandır. Kalsiyum fosfat mineralleri dentin dokusunun ana organik bileşenleridir. Mineralden zengin bu yapılar dentin tübüllerini kısa sürede tıkama özelliğine sahip ajanlardır (98). Kalsiyum fosfat bileşiklerinden amorf kalsiyum fosfat (ACP) hızlı bir şekilde HA kristallerine dönüşür ve açık dentin tübüllerini tıkar (99). Dentin ekspozu sonrası 1-2 hafta içerisinde tükürük ve dentin sıvısı içerisindeki mineraller dentin tübülleri ağzına çökmesiyle doğal bir yolla dentin tübüllerini tıkarlar ve hassasiyete engel olurlar. Kalsiyum fosfatın hassasiyeti giderme mekanizması da aynen bu şekilde doğal kalsifikasyona benzer şekildedir (100).

-Kalsiyum Silikat Patı, tübül oklüzyonu sağlayarak dentin geçirgenliğini azaltıcı etki gösterir. Portland simanın modifikasyonu ile elde edilen bu patın dentin yüzeyine uygulanması sonucu elde edilen tübül tıkaçları asit ataklara karşı dirençli olup SEM incelemelerinde 1-2 µm derinliğinde tıkaçların oluştuğu bildirilmiştir (101).

-Mezoporoz Silika, nano boyutlu kalsiyum oksit partikülleri ile %30'luk fosforik asitin karıştırılması sonucu elde edilir. Yüksek oranda kalsiyum ve fosfat iyonları içerir. Bu patın dentin yüzeyine uygulanması sonucu iyonlar dentin tübüllerine çöker. 100 µm derinliğinde tıkaçlar oluşur. Oluşan tübül tıkaçları dentin tübüllerini etkin bir şekilde tıkar (102).

4.4.3.1.b. Okzalit Bileşikleri

Potasyum okzalit ($K_2C_2O_4.H_2O$) hassasiyet giderici ajan olarak kullanılmasının nedeni okzalit bileşiklerinin dentin sıvısı içerisindeki kalsiyum iyonlarıyla reaksiyona girerek çok yüksek miktarda çözünmezlik özelliğine sahip kalsiyum okzalit çökeltileri oluşturmasıdır (103, 104). Okzalit solüsyonlarının en önemli dezavantajı toksik potansiyel göstermeleri ve gastrik irritasyona neden olabilmeleridir. Kullanımında dikkatli olunması tavsiye edilir (105). Potasyum okzalit solüsyonu içerisindeki serbest potasyum iyonları pulpa sinirlerini doğrudan etkileyerek ilave bir hassasiyet giderme etkisi ortaya çıkarmaktadır (106, 107). Dentini kaplayan doğal smear tabakasının üzerine okzalit bileşiklerinin uygulanmasıyla smear

tabakasının yerine aside dirençli yeni bir okzalit kristali tabakasının oluştuğu bildirilmiştir. Bu yeni tabaka da orijinal smear tabakasının fonksiyonunu yerine getirir (108, 109).

Ferrik ve potasyum okzalitinin dentin tübüllerinin ağzını kapatma kabiliyetleri açısından değerlendirildiği çalışmada, ferrik okzalitinin ($Fe_2(C_2O_4)_3 \cdot 5H_2O$) kristale benzer yapılar oluşturarak neredeyse tüm tübüllerin ağzını tıkadığını ve potasyum okzalata göre daha yüksek bir oranda dentin tübüllerini tıkama yeteneğine sahip olduğu gösterilmiştir. Jain ve ark. (110), in vitro olarak % 6'lık ferrik okzalit, potasyum okzalit, HEMA ile birleştirilmiş glüteraldehit ve rezinlerin dentin tübüllerini tıkayabilme kabiliyetlerini incelemişlerdir. Sonuçlar % 6'lık ferrik okzalitinin tükürük ve diş fırçalaması simülasyonu karşısında, en yüksek direnci gösteren ve en iyi tübül tıkamayı sağlayan kimyasal ajan olduğunu göstermektedir. Ferrik okzalitinin iyi tübül tıkama kabiliyetinin yanında klinik olarak iyi bir hassasiyet giderme etkisine sahip olduğu bildirilmiştir (111, 112).

4.4.3.1.c. Florid Bileşikleri

-Sodyum florid (NaF) içeren kavite vernikleri ve stannöz florür içeren jeller DH tedavisinde kullanılmaktadır (113). %5'lik Sodyum florid, dentin sıvısını kalsiyum ve fosfat iyonlarına doyurarak kalsiyum florid çökeltisi oluşturup dentin tübüllerini mekanik olarak tıkamaktadır veya tübüllerin içerisindeki florid uyarı iletimini durdurmaktadır (114). Fakat zamanla tükürük içinde çözünmesiyle hassasiyet giderici etkinliği azalmaktadır (79). Kalsiyum florid kristallerinin büyüklükleri $0,05 \mu m$ kadardır ve boyutları tek seferde dentin tübüllerini tıkamaya yeterli olmadıkları için birkaç defa uygulanmaları gerekmektedir. NaF uygulamasından sonra florid hızlıca çözülerek kaybolmaktadır (115-118).

-Kalay florid (SnF_2), dentin yüzeylerine çökerek dentin tübüllerinin ağzlarının tıkanmasına neden olur (71). %0.4'lük Kalay Florür (SnF_2) uygulamasıyla DH tedavisinde olumlu sonuçlar alınmıştır (119). Kalay floridin ya sulu solüsyon formu ya da karboksimetil selüloz ile birlikte gliserin jel içerisindeki formu kullanılmaktadır. Başarılı bir tedavi için % 0.4' lük SnF_2 uygulaması en az 4 hafta sürdürülmelidir (120).

-Sodyum monoflorofosfat, genellikle diş macunlarının içeriğinde mevcut olan florid bileşiklerinden olup dentin hassasiyet giderici ajan olarak kullanılmaktadır. Antikaryojenik özelliği bulunsa da dentin hassasiyeti tedavisindeki etkinliği çelişkili bulunmuştur (121-123).

-Shellac F'in, son yıllarda bazı klinik çalışmalar yapılarak dental çürük önleyici etkisi ve dentin hassasiyeti giderici özellikleri incelenmiştir. Bu amaçla 1997 yılında Shellac ve %5'lik sodyum fluorürden oluşan Shellac F geliştirilmiştir. Shellac F'in dentin geçirgenliği azaltıcı etkisi vardır. Ayrıca biyoyumluluğu nedeniyle potansiyel bir hassasiyet giderici ajan olarak kullanılabilir (124, 125).

4.4.3.2. Stronsiyum Klorid

Genellikle diş macunlarının içeriğinde olan %10'luk stronsiyum klorid ($SrCl_2$) DH tedavisinde kullanılmaktadır. Etki mekanizması tam olarak açıklanamamakla birlikte (126), stronsiyumun kalsifiye dokular tarafından kuvvetli bir şekilde absorbe edildiği, diş dokularına bağlanarak dentin tübüllerini tıkadığı, reperatif dentin formasyonunu stimüle ettiği ileri sürülmektedir. Konsantre $SrCl_2$, aşınmiş dentin yüzeyine topical olarak uygulandığında, dentinde hemen hemen 20 μm ' lik derinliklere ulaşabilen ve dentin tübülleri içerisine uzanan bir stronsiyum tortu tabakasının oluştuğu bildirilmiştir. Bu tortu tabakası, stronsiyumun dentindeki kalsiyum ile yer değiştirmesiyle dentinde tekrar kristalleşerek stronsiyum apatit kompleksinden meydana gelir (82, 127). Bazı çalışmalarda stronsiyum kloridin DH tedavisinde etkin olduğu gösterilse de (128) etkinliğinin diğer ajanlardan daha az olduğunu birdiren çalışmalar da mevcuttur (129, 130).

4.4.3.3. Kazein Fosfopeptid İçeren Ajanlar

Bir süt proteini olan kazein remineralizasyon ajanı olarak kullanılmaktadır. Kazein fosfopeptid (CPP), kazeinden türetilen ve kalsiyum fosfatı stabilize ederek amorf kalsiyum fosfat (ACP) şeklinde taşıyabilen peptidlerdir (131, 132). Yapılan alışmalarda CPP-ACP peptid kompleksleri hidroksiapatite bağlanarak mine-dentin remineralizasyonu için kalsiyum ve fosfat kaynağı oluşturmakta ve dentinal tübül oklüzyonu sağlayabilmektedir (133, 134). CPP'nin DH tedavisinde kullanımı bleaching, detertraj, küretaj gibi işlemlerden sonra "MI Paste and MI Paste Plus" ticari ismiyle

Amerika’da onaylanmıştır. Amerika dışında bu ürünler “GC Tooth Mousse ve GC Tooth Mousse Plus” ismiyle piyasaya sürülmüştür (135).

4.4.3.4. Arjinin İçeren Patlar

2002 yılında Kleinberg ve ark. tükürüğün doğal hassasiyet giderici etki mekanizmasından yola çıkarak yeni bir hassasiyet giderici ajan geliştirmişlerdir. Bu teknolojinin adı Proarjin olup ana bileşenleri %8 arjinin, bikarbonat ve kalsiyum karbonattır. DH giderici etkisi fiziksel tıkaçlarla ekspozite dentin tübüllerini tıkamasıyla oluşur (136). Arjinin fizyolojik pH’da pozitif yüklü olan bir aminoasittir. Arjinin kalsiyum karbonat teknolojisinin etki mekanizmasıyla ilgili çeşitli in vitro çalışmalar yapılmıştır. SEM incelemelerinde arjinin-kalsiyum karbonat patının oluşturduğu dentin tıkaçlarının tübül içi derinliğinin 2 µm’ye ulaştığı belirlenmiştir. Ayrıca patla tıkanan dentin yüzeylerinde yapılan incelemelerde dentin yüzeyinde ve dentin tübüllerindeki tıkaçların primer olarak kalsiyum ve fosfattan oluştuğu, bunların yanında karbonat varlığı da saptanmıştır (137). Normal pulpal basınca ve asit etkisine karşı dirençli olan bu tıkaçlar, tübül sıvı akışını etkin bir şekilde engelleyerek DH’yi azaltır (138, 139).

4.4.3.5. Protein Çökelticiler

4.4.3.5.a. Gluteraldehit ve Formaldehit

Gluteraldehit (C₅H₈O₂) ve formaldehitin (CH₂O) tükürük proteinlerini dentin tübülleri içerisine koagüle ederek çöktirme kabiliyetlerinden dolayı DH tedavisinde kullanılabileceği düşünülmektedir (57, 81). Protein çökeltici olarak gluteraldehitin hassasiyet semptomlarını azaltmada etkin olduğunu (140) ancak formaldehitin dentin hassasiyeti tedavisinde çok az veya hiçbir etki gösteremediği bildirilmiştir (141). Gluteraldehit bileşiği dentin tübüllerinin içindeki sıvıda yer alan serum albumini ile reaksiyona girerek pıhtılaşma oluşturur ve DH’nin hidrodinamik mekanizmasını yok eder. Tübül tıkaçı oluşturan protein çökelticileri çok sıkı değildir, monomerler için geçirgenlik sağlar ve bu da üzerine uygulanacak rezin için dentin tübüllerinin içerisine uzanıp bağlantı oluşturmasını sağlamaktadır (142, 143).

4.4.3.5.b. Gümüş Nitrat

Gümüş nitratın (AgNO₃) tübüller içerisinde proteinleri ve tomes liflerini koagüle

edip çökelti oluşumuna neden olduğundan dolayı hassasiyeti azalttığı düşünülmektedir. Gümüş nitratin tek başına ya da formalin ile kombinasyonunun, dentindeki sıvı akışını büyük ölçüde azalttıkları belirtilmiştir. Koagülasyondan sonra tomes uzantıları gümüş albuminata dönüşür. Bu bileşik diş yüzeyinde siyah renklenmeye neden olur. Bu nedenle daimi dişlerde tercih edilmez. Ayrıca pulpa ve diş etine zarar verdiği bildirilmiştir. Gümüş tuzları dentinden pulpaya geçerek minör pulpa inflamasyonuna neden olabilmektedirler. Bu nedenle günümüzde kullanımı sınırlandırılmıştır (144, 145).

4.4.3.5.c. Diamin Gümüş Florür

Antikaryojeniktir ve DH tedavisinde de kullanılır (146). Pulpal dokularda inflamasyona neden olmaz. Fakat diş yüzeyinde gümüş çökmesini sağlayarak boyanmalara yol açar. Bu nedenle daimi dişlerde kullanımı sınırlıdır. Yapılan SEM değerlendirilmelerinde dentin tübül yüzey örtme etkisinin sınırlı olduğu görülmüştür (147).

4.4.3.6. Florid İyontoforezi

İyontoforez, düşük amperli elektrik akımından yararlanılarak tedavi amaçlı kimyasal ajanlara ait iyonların doku içerisine girmelerini sağlar. Florid iyontoforezi ile dentin tübüllerinde florid iyon konsantrasyonu artırılmaktadır. Bu artmış konsantrasyon, kalsiyum floridin çökerek odontoplastik uzantıların parastezisini ve sekonder dentin oluşumunu sağlayarak, uyarıların hidrodinamik mekanizmayla ağrı oluşturmasını engeller. %2' lik NaF solüsyonu iyontoforez cihazı ile hassas dentin yüzeyine uygulanır. Diş yüzeyinde pozitif yük elde edilir ve negatif yüklü florür iyonu dentin tübülünde derine doğru hareket eder. Bu uygulama 4 dk süreyle yapılır. Hastaya yaklaşık 20 dk bir şey yenilip içilmemesi söylenir. Hastanın şikâyetine göre seanslar 2-3 kez tekrarlanabilir (148, 149).

4.4.4. Dentin Örtücü Rezinler

Rezin kompozitler ve dentin bonding ajanlar hassasiyet giderici olarak kullanılmaktadır. Konvansiyonel dentin bonding ajanlar smear tabakasını kaldırmakta, dentin yüzeyini dağlayarak derin dentin tübüllerini doldurup rezin taglar oluşturmaktadır. Rezin taglarla birlikte dentin-rezin tabakanın kombinasyonu hibrit

tabaka olarak adlandırılmaktadır. Hibrit tabaka dentin tübüleri tıkayarak DH'yi önler (150, 151). Yeni nesil bonding ajanlar smear tabakayı modifiye ederek hibrit tabakaya dahil etmektedir (152). Adeziv rezin primerlerin kullanımı ile dentin tübüleri ince bir rezin film tabaka ile tıkanmakta ve dentin geçirgenliği azaltılmaktadır. Hızlı etki gösterirler ancak kolaylıkla ortadan kalkarlar (147). Rezin bazlı adeziv sistemlerin daha dayanıklı ve uzun ömürlü hassasiyet giderici etkisinin olduğunu, adeziv rezinlerin hibrit tabaka oluşumuyla dentin tübülerini etkin şekilde tıkayarak hassasiyeti giderdiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (79, 153). Bu rezin ürünlerinin etkinliği dentin tübüllerinin çoğunda uzanan peritübüler dentin matriksinin duvarına, rezin uzantılarının bağlanmasının yetersiz olması nedeniyle sınırlı olmaktadır. Eğer asitle pürüzlendirme yapılırsa intertübüler dentin matriksini çevreleyen kollajen fibriller açığa çıkarak sıvı rezin demineralize matriks içerisine sızabilecek ve hibridize olabilecektir. Bununla birlikte asitle pürüzlendirme işlemi hassas olmayan tübüleri de ortama açabilmekte ve tedaviyi güçleştirebilmektedir (143, 144, 154). Son zamanlarda bazı dentin bonding ajanlar sadece DH'yi gidermeye yönelik üretilmiştir. Anında ve uzun süreli etkinlik göstermeleri için rezin ve hidroksimetil metakrilat (HEMA) vb. monomer içermektedirler (152).

4.4.5. Periodontal Yumuşak Doku Greftleri

DH'ye neden olan lokalize dişeti çekilmelerinin tedavisinde ekspoze kök yüzeyinin örtülmesi ile açığa çıkan dentin tübüleri oral kaviteden izole edilmeye çalışılır. Bu amaçla çeşitli periodontal greftleme işlemleri yapılır. Genellikle DH'nin tedavisinde yumuşak doku greftlerinin kullanılması ile elde edilecek tedavi sonuçlarının öngörülebilmesi mümkün olmamaktadır (57, 155).

4.4.6. Restoratif Materyaller

DH tedavisinde, invaziv bir çözüm olarak restoratif materyaller kullanılabilir. Genel olarak kompozit rezinler ve cam iyonomerler kullanılır. Bu materyallerin kullanılabilmesi için, diş yapısında büyük bir madde kaybı olmalı ya da diğer yöntemlerin hassasiyeti giderememiş olması gereklidir (156).

4.4.7. Lazerler

Lazerler son zamanlarda hassasiyet tedavisinin başarısını ve süresini arttırmak amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Lazer tedavisinde hassasiyette azalmaya neden olan mekanizmanın büyük bölümü tam olarak bilinmemektedir, ancak her bir lazer için mekanizmanın farklı olduğu düşünülmektedir (157-160).

4.4.7.1. Helyum-neon (He-Ne) Lazer

Bu lazerin DH tedavisinde mekanizması tam olarak bilinmemekle beraber sinirlerdeki aksiyon potansiyeli yükselttiği düşünülmektedir. Işınlamadan 8 ay sonra sinir aksiyon potansiyeli miktarındaki artış ile uzun süreli etki olduğu bulunmuştur (158, 160)

4.4.7.2. Galyum Alüminyum Arsenid (GaAlAs) (Diyot) Lazer

DH'nin tedavisinde kullanılan GaAlAs(diyot) lazer 660 nm den 904 nm' ye kadar dalga boylarını üretebilmektedir. Düşük doz lazer tedavisinin hassasiyet üzerine etkinliği inceleyen birçok araştırmacı çeşitli dalga boylarında 20 mW ile 60 mW güç aralığında diyot lazerleri kullanılmıştır ve tedavi etkinliği %30 ile %100 oranlarında olduğu bildirilmiştir. GaAlAs lazerin analjezik etkisiyle birlikte tamir dentini üretimini uyarması ve uzun dönemde dentin tübüllerinin tıkanması ağrıyı baskılanmasının sebepleri olabileceği bildirilmiştir (161).

4.4.7.3. CO2 Lazer

CO2 lazer, dentin tübüllerini daraltarak, geçirgenliğinin azalmasını sağlar. CO2 lazerin orta seviyeli güçlerde kullanımıyla tübüllerin tıkanması ve permeabilitenin azalması sağlanır. CO2 Lazer termal olarak dentin tübüllerinde daralmalar ve takibinde tıkanmalara neden olarak DH'ye klinik çözüm oluşturabilir (64, 162).

4.4.7.4. Nd:YAG (neomidyum:yttriumaliminum-garnet) Lazer

Nd:YAG lazer dentini eriterek tübülleri tıkar (163). 1064 nm' deki Nd:YAG lazer enerjisi dentine iletilir, termal olarak etki gösterir ve pulpal analjezi oluşturur. Lazerin sodyum pompası mekanizmasına karıştığı, hücre membran permeabilitesini ve duyu

aksonları sonlanmalarını geçici olarak değiştirdiği öne sürölmektedir. Tedavi etkinliği %5,2 ile 100 arasındadır (164).

4.4.7.5. KTP (Potasyum-titanil-fosfat) Lazer

Nd:YAG lazerin bir çeşididir. Hemoglobun ve melanin tarafından iyi absorbe edilir (165), fakat hidroksiapatit ve su tarafından edilmez (166). Dişin sert dokularına ve pulpaya zarar vermez. Nd:YAG lazer gibi DH tedavisinde, kök kanal dezenfeksiyonunda ve yumuşak doku cerrahisinde kullanılabilir (163, 165).

4.4.7.6. Er:YAG (Erbium:yttrium–aluminum–garnet) Lazer

Er:YAG lazerin dentinal sıvının yüzeysel tabakalarındaki buharlaşma ile sıvı hareketlerinde azalma yapması sonucu DH tedavisinde kullanılabileceği düşünölmektedir. Gutknecht ve ark. (167), yapmış olduğu çoğu çalışmada 3 Hz, 100 mJ' de 60 s/cm² Er:YAG lazer ışınlamasının DH için yeterli olduğunu savunmuştur.

4.4.7.7. Er,Cr: YSGG (Erbiyum, Krom:Yittriyum-Selenyum-Galyum-Garnet) Lazer

DH tedavisinde Er;Cr:YSGG lazerin suda yoğun absorpsiyonuyla lazer irradyasyonu sonucu dentin lenfinin buharlaşması ve ekspozite dentin kanallarının içerisinde çözünmez tuzlar birikmesi ve bu depozisyonun dentin kanallarını tıkamasıyla DH'yi azalttığı düşünölmektedir (168). Ayrıca enflamatuvar medyatörlerin senteziyle oluşan hassasiyette önemli rol oynayan bakteriler üzerine Er,Cr:YSGG lazerin yüksek antibakteriyel potansiyelide göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir (169).

4.5. Rezin Simanlar

Rezin simanlar, mine ve dentine olan bağlantısındaki gelişmeler nedeniyle yapıştırma ajanı olarak günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Kompozitlere göre daha az doldurucu içerirler ve daha az viskoziteye sahiptirler. Dentin bonding ajanlarındaki gelişmeler tam seramik, indirekt kompozit ve metal destekli porselen restorasyonların, adeziv köprülerin, postların ve braketlerin simantasyonunda rezin simanların kullanımını arttırmıştır. Rezin simanlar, konvansiyonel simanlara göre oral sıvılarda düşük çözünürlük, ışık geçirgenliği ve farklı renk seçenekleri, restorasyonun dişe bağlanmasıyla elde edilen yüksek kırılma dayanımı gibi bazı avantajlara sahiptir (170,

171). Rezin esaslı simanlar, metil metakrilattan oluşan akrilik rezin simanlar ve bis-GMA'nın aromatik dimetakrilatlarından oluşan dimetakrilat rezin simanlar olmak üzere iki tip polimetakrilattan oluşur (172).

4.5.1. Akrilik Rezin Simanlar

Akrilik esaslı rezin simanlar, kron, inley, geçici restorasyon ve apareylerin simantasyonunda kullanılmaktadır. İçeriğine bakıldığında; tozu, metil metakrilat polimerleri veya reaksiyon başlatıcı olarak görev yapan benzol peroksid içeren kopolimerler, mineral doldurucular ve pigmentlerden oluşur. Likitinde ise, amin esaslı hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomerleri bulunmaktadır (173). Monomerlerin çözünmesi, polimer partiküllerini yumuşatarak peroksit ile amin etkileşiminden meydana gelen serbest radikallerin hareketi ile eş zamanlı olarak polimerizasyonu meydana getirmektedir. Polimerizasyon sonucu sertleşen kitle, çözünmemiş; ancak şişmiş orijinal polimer granüllerinin yeni polimer matrisi ile birleşiminden meydana gelmektedir. Akrilik rezin simanlar, diğer simanlara göre daha kuvvetli ve ağız sıvılarında daha az çözünür ancak düşük sertliğe ve viskoelastik özelliğe sahiptir. Nem varlığında dişe etkili bağlantı sağlayamadıkları için marjinal sızıntı riski vardır ve pulpada hassasiyet meydana getirebilir (173, 174).

Akrilik rezin simanların modifiye edilmiş şekli olan adeziv rezin simanlar, metil metakrilat monomerlerine 4-metiloksi etil trimellitik anhidrid (4-META) gibi bir adezyon destekleyici ve dentine bağlantıyı arttırdığı da bilinen, polimerizasyon başlatıcı tributil boron ilavesiyle oluşmaktadır. Bu materyaller, özellikle bazı metal alaşımından yapılan sabit protezler ve amalgamın dentin ve kompozite bağlantısını arttırmak için üretilmiştir (173).

4.5.2. Dimetakrilat Simanlar

Kompozit rezin simanlar, alternatif yapıştırma simanlarına kıyasla, seramik ve diş dokusu gibi farklı yüzeylere iyi bağlanabilme; yüksek basma dayanıklılığına sahip olma; retansiyonu arttırma; farklı renk seçeneklerine sahip olma; ağız ortamında düşük çözünürlük gösterme gibi avantajlara sahiptir (175). Bis-GMA esaslı olan rezin simanlar, aromatik dimetakrilatların farklı seramik doldurucular içeren monomerler ile birleşiminden meydana gelmektedir (173).

Rezin simanlar içerik ve karakteristik özellik açısından restoratif kompozitlere benzerler ve organik matriks içerisine gömülmüş inorganik dolduruculardan oluşurlar. Organik matriks fazı sıklıkla Bis-GMA'dan oluşur. Son yıllarda renk değişimine daha dirençli olan ve iyi adezyon sağlayan üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılmaktadır. Bunlar aşırı visköz yapıya sahip olduğundan dolayı viskoziteyi kontrol etmek için matriks içine trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) katılır. İnorganik faz ise simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini sağlayan değişik boyutlardaki doldurucu parçalardır. Bu faz organik matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum, alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium cam ve baryum-alüminyum silikat gibi doldurucu partiküllerden oluşur. İnorganik doldurucu partiküller sayesinde rezin kompozitin dayanıklılığı artar, uygulama işlemi kolaylaşır, radyoopasite sağlanır, polimerizasyon büzülmesi ve termal genleşme katsayısı azalır. Bunlardan stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoopasite sağlar. Silika partikülleri rezinin mekanik niteliklerini güçlendirir ve translusent bir görünüm kazandırır. Ara Faz (bağlayıcı ajanlar) organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur ve organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmasını sağlar. Modern rezin simanlarda silika partiküllerinin yüzeyi çift fonksiyonlu ince bir silan bağlama ajanı ile önceden kaplanmıştır. Silan bağlayıcı ajanların bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki serbest hidroksil grupları ile bağlanırken diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanır. Bu bağlayıcı ajanlar rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Rezin doldurucu, ara yüz boyunca su geçişini engelleyerek, simanın su emilimini ve çözünürlüğünü azaltır (176, 177). Polimerizasyon şekillerine göre rezin simanlar 3 başlık altında incelenebilir (178, 179).

4.5.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Kimyasal yolla polimerize olan sistemler amin ve peroksit olmak üzere iki pastadan oluşmaktadır. Polimerizasyonun gerçekleşmesi için peroksit başlatıcılar ve amin hızlandırıcılar bir arada olmalıdır. Reaksiyonları oda ısısında serbest radikallerin oluşumunu sağlar (177). Bu sistemlerin dezavantajları; uzun sertleşme zamanı gerektirmeleri, base ve katalizörün karıştırılması sırasında simanın içerisinde hava kabarcığı hapsolme olasılığının bulunması ve materyalin yerleştirilmesinin ardından kullanım süresi boyunca artan renkleme eğilimlerinin olmasıdır. Ayrıca reaksiyonu

başlatan tersiyer aromatik aminler ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrayarak amin renklenmesine neden olabilir (177, 180). Kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar, ışık geçişinin mümkün olmadığı full metal ya da metal seramik restorasyonların ve kalınlığı 2,5 mm' yi aşan tam seramik restorasyonların simantasyonunda endikedir (181).

4.5.2.2. Işıkla Polimerize Olan (Light-cure) Rezin Simanlar

Bu sistemde polimerizasyonu başlatmak için diketon soğurucular kullanılır. Diketon soğurucu olarak maksimum soğurmanın görünen ışık spektrumunun mavi bölgesinde, 470 nanometre dalga boyunda olduğu kamforokinon kullanılır. Mavi ışığa duyarlı ışık başlatıcı molekülleri uyarılarak polimerizasyonu başlatan serbest radikalleri oluşturur (182, 183). Işıkla sertleşen simanların tam olarak polimerize olmaları için 24 saat geçmesi gerektiği bildirilmiştir (184). Görünür ışıkla aktive olan rezin simanlar; materyallerin daha uzun süre manipüle edilebilir olmaları, daha kısa sürede sertleşmeleri ve artık simanların temizlenmesinin daha kolay olması gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca peroksit başlatıcılar ve aromatik tersiyer aminler içermediğinden renkleri daha stabil kalmaktadır. Restorasyonların içerisine yerleştirilmesi aşamasında hava boşluğu ve hava kabarcığı oluşma olasılığının çok düşük olması da önemli avantajlarından biridir (185, 186).

Işıkla sertleşen rezin simanlarda uygulanan ışık gücündeki azalma, yeterli süre ışık uygulanmaması, ışık kaynağının simana olan mesafesinin artması gibi durumlarda yeterli polimerizasyon sağlanamamakta ve simanın bütün fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerini olumsuz yönde etkilenebilmektedir. Yapılan bir çalışmada ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyon miktarını, porselen restorasyonun renginden ve kalınlığından etkilendiğini göstermektedir (187). Bundan dolayı, ışıkla sertleşen rezin simanlar indirekt kompozit ve porselen laminate veneerin kalınlığı 1-1,5 mm arasında değişen tam seramik restorasyonların simantasyonunda ve seramik braketlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır (180, 188).

4.5.2.3. Kimyasal ve Işıkla Polimerize Olan (Dual-cure) Rezin Simanlar

Dual-cure rezin simanlar, artan opasite ve kalınlık nedeniyle restoratif malzeme üzerinden uygulanan ışık enerjisinin simana yeteri kadar ulaşamayacağı durumlarda endikedir (189). Polimerizasyon sürecinin başlaması için simana ulaşan ışık yoğunluğu

yeterli olabilir, ancak kendiliğinden polimerize olabilen katalizör maksimal sertleşme için gereklidir (186). Dual sertleşen rezin simanların sertleşme mekanizması genellikle benzoil peroksitin aromatik tersiyer aminlerle, redoks reaksiyonu tabanlıdır. İki pat halinde bulunurlar ve komponentlerin birinde ya da her ikisinde sertleşme reaksiyonunun başlamasından sorumlu ışığa duyarlı kamforokinon bulunur. Pastalar karıştırıldıktan sonra ve ışıkla aktive edilinceye kadar sertleşme reaksiyonu peroksit ve aromatik tersiyer aminlerle kontrol edilebilir (178, 186). Bu simanlarda polimerizasyon için kimyasal ve ışık başlatıcıların birleştirilmesi, optimal polimerizasyonun sağlanmasında ve yeterli çalışma zamanının elde edilmesinde en büyük avantajlarıdır. Dual sertleşen adeziv rezin simanların renginin, uzun dönem kullanımda değişime uğradığı yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir. Dual polimerizasyon için gerekli olan amin hızlandırıcı, rezin simanın renginde değişimlere neden olabilmektedir. Sadece kimyasal sertleşme uygulandığında, dual sertleşen adeziv rezin simanların gözle görünür derecede renk değiştirebildiği bildirilmiştir (190-192). Dual rezin simanlar, kimyasal sertleşenlere göre aromatik amin hızlandırıcıların konsantrasyonu düşük olduğu için renk değişimi daha azdır. Işıkla sertleşen rezinlerle karşılaştırıldığında ise dual sertleşen rezinlerdeki renk stabilitesindeki azalma daha fazla aromatik amin içermesinden kaynaklanmaktadır (193).

4.6. Adezyon

4.6.1. Adezyonun Tanımı

Adezyon, iki maddenin birbirleriyle tam temasa getirilmesi durumunda bunları bir arada tutan kuvvettir. Bir maddenin molekülleri diğer maddenin moleküllerini çeker. Birbirine benzemeyen moleküller arasındaki çekim kuvvetine adezyon, benzer moleküller arasındaki çekim kuvvetine ise kohezyon denir (194). Adezyonu meydana getiren ara tabakaya “adeziv (yapıştırıcı)”, yapıştırılan materyale de “aderent (yapışan)” denir (195).

Diş hekimliğinde bağlanmayı sağlayan ajanlar adeziv; diş sert dokuları, kompozit, seramik, döküm metal ise aderenttir (196). Bağlanmanın sağlanabilmesi için bu iki materyal arasında tam bir temas olmalıdır. Birbirine yakın temas eden materyallerin bağlantısının ayırıcı kuvvetlere karşı direncini ifade eden adezyonun gerçekleşebilmesi

için iki materyal arasında çekim gücü oluşması gerekmektedir. Yani en geniş anlamda, adezyon, yüzey tutunması olup, bu olay genellikle adeziv ve aderent arasında meydana gelen bir moleküller arası etkileşimle açıklanır (178, 195).

Adezyon; fiziksel, kimyasal veya mekanik olarak gerçekleşir. Van der Waals kuvvetleri ile gerçekleşen fiziksel bağlantılar çok zayıftır. Kimyasal bağlanma kovalent, iyonik, metalik ve bazı durumlarda şelasyon bağlanmayı içerir. Kimyasal bağlantı güçlüdür fakat diş hekimliği uygulamalarında kontaminantların yüzeyden uzaklaştırılması oldukça zor olduğundan, tüm yüzey boyunca yoğun bir şekilde sağlanması zordur. Mekanik bağlanma ise güçlü bağlantı da en etkili yöntemdir (197).

Diş hekimliğinde adezyon, öncelikle mekanik bir kilitlenme ile gerçekleşir. Bu kilitlenmede kimyasal adezyon olsa bile kimyasal adezyonun sonuç bağlanmaya katkısı sınırlıdır. İyi bir adezyon için yüzeylerin temizliği, ıslanabilirlik, temas açısı ve kritik yüzey gerilim değerleri gibi faktörler oldukça önem taşımaktadır (194).

4.6.2. Dentin Dokusuna Adezyon

Dentinin kompleks histolojik ve kimyasal yapısından dolayı mine dokusuna ideal bir şekilde adezyon sağlanırken dentin dokusuna adezyon sağlamak oldukça zordur. Dentine bağlantısını güçleştiren nedenler (198):

- Dentin yapısı % 70 inorganik, % 20 organik matriks (kollajen) ve % 10 sudan oluşur ve yapısındaki hidroksiapatit miktarı mineye oranla oldukça azdır.
- Mine gibi homojen bir yapıda sahip değildir, dentinde mineralizasyon değerleri farklı bölgelerde farklılık gösterir.
- Kollajen yapısının fazla olması dentine elastikiyetlik kazandırır.
- Pulpal sıvı basıncı nedeniyle dentin dokusunun derin bölgelerine rezin infiltrasyonu güçleşir.
- Preparasyon sırasında oluşan smear tabakası dentin tübül ağzlarını tıkayarak, geçirgenliğin azalmasına neden olur.

Dentine bağlanma dentinin derinliğine bağlı olarak da değişebilir. Yüzeyel

dentinde, derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde yüzeyel dentine göre daha geniş çaplı tübüller bulunmaktadır. Dolayısıyla derin dentin yüzeyel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir. Ortalama mineral içeriği dentinin derinliğiyle değişmemesine rağmen, kollajenden zengin intertübüller dentinin miktarı, dentin derinliği arttıkça azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentin hacmi başına düşen kollajen miktarı da yüzeyel dentinden, derin dentine doğru azalır (199). Tübüller içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla dışarıya doğru sürekli bir akış halindedir. Bu durum, dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelmesinin sebebidir (200).

Diş kesimi sırasında frez ya da benzeri kesici el aletleri ile yapılan kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda dentin yüzeyi kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri, ve denatüre kollajenden oluşan smear tabakası ile kaplanır. Smear tabakasının yapısı, kullanılan aletlerin tipine göre değişir ve altındaki dentin dokusunun yapısını yansıtır. Dentin ve pulpa dokusunu irritasyonlara karşı koruyan bu tabaka yaklaşık 1-5 µm kalınlıkta olup, gözenekli ve amorf görünümdedir. Tübüller içerisindeki sıvı hareketlerini ve dentin geçirgenliğini önemli ölçüde azaltan bu tabaka, difüzyon bariyeri olarak rol oynar ve kolaylıkla uzaklaştırılmaz (201).

Dentin dokusunun kritik yüzey gerilim değeri 44,8 dynes/cm²'dir. Bu değer yeterli olmadığı için dentin dokusunun ıslatılabilmesi oldukça güçtür. Bu nedenle ıslanabilirliğinin artırılması için yüzey koşullarının değiştirilmesi gerekmektedir. İlk olarak 1979 yılında % 37'lik fosforik asidin smear tabakasının uzaklaştırılmasında etkili olduğunu belirtilmiştir (194). Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi, dentin yüzeyinde asit ile smear tabakasının uzaklaştırılması ve yüzeyde kimyasal değişimlerle demineralizasyon oluşturulmasıdır. Bu işlem için farklı adeziv sistemlerde farklı konsantrasyonlarda farklı asitler kullanılabilir. Asit uygulanmasından sonra smear tabakası uzaklaşır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüller dentinde 3-7 µm' lik demineralizasyon oluşur, dentin tübüllerinin ağzı genişler ve dentindeki kollajen fibriller ortaya çıkarak monomerlerin tübüllerin içine infiltrasyonu kolaylaşır. Yapılan bir çalışmada, dentin yüzeyi 5 sn süre ile asitlendiğinde oluşan demineralizasyon derinliğinin 0,9 – 1,3 µm iken, 15 sn süre asitlendiğinde 1,5-2 µm olduğu bulunmuştur (202). Dentin yüzeyindeki demineralizasyon derinliği, asidin cinsine, konsantrasyonuna

ve asitleme süresine, yüzey aktif ajanlara, kalınlaştırıcılara ve modifiye edicilere bağlıdır (203).

Asit solüsyonlarının rezin bağlanma dayanıklılığını arttırmalarına karşın bazı olumsuz etkileri de görülebilir. Dentin geçirgenliğindeki artma sonucu mikroorganizma ürünlerinin pulpaya geçişi kolaylaşır ve pulpa irritasyonlarına neden olur. Kalsiyum ve fosfor iyonlarının çökmesi demineralize matriksin porözitesini azaltır, kollajenin denaturasyon eğilimini artırır. Bununla birlikte demineralizasyon derinliği ile rezin penetrasyonu arasında farklılık rezinin bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde azaltır (194).

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde yöntem olarak asitlerden başka şelatörler de kullanılır. Şelatörler asitlerden farklı olarak smear tabakasını dentinde dekalsifikasyon veya birtakım fiziksel değişiklikler oluşturmadan uzaklaştırırlar. En yaygın şelatör, etilen diamin tetra asetik asittir (EDTA). Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde kullanılan bir başka yöntem ise lazer uygulamasıdır (204). Dentin yüzey koşulları mekaniksel olarak mikroabrazyon yöntemi ile de değiştirilebilir (194, 205).

4.6.3. Bağlantı Testleri

Diş hekimliğinde klinik çalışmalar, bir materyalin etkinliğinin değerlendirilmesinde en güvenilir yöntemdir; ancak uzun zaman alır ve standardizasyon sağlamak güçtür (206). Bundan dolayı materyal ve tekniklerin değerlendirilmesi için in vitro bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır (207). Bağlanma testleri, adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmede kullanılan yöntemlerden birkaçıdır. Böylece adeziv sistemlerin ağızdaki performansları önceden tahmin edilebilir (206).

Laboratuvar koşullarında adezivlerin bağlanma dayanımlarını ölçmek için Kesme/makaslama (shear), gerilme (tensile) ve mikro gerilim (micro-tensile) bağlanma dayanıklılığı testleri en sık kullanılan bağlanma testleridir (171).

Mikro tensile testi, 1mm²'den küçük yüzey alanlarının bağlanma dayanımının ölçülmesinde kullanılmaktadır. Mikro tensile testi, mikrobarların iki ucundan yapılandırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dak hızla çekilerek bağlantı

direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobaların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (208, 209).

Mikroshear testi, bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan en yaygın test yöntemidir (210, 211). Mikroshear, iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.5mm/dak hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (212). Mikroshear testi, bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımlarının meydana gelmesi nedeniyle eleştirilmektedir (213). Örnek bünyesinde oluşan bu anormal stres konsantrasyonu çoğunlukla materyalin içinden başlayan koheziv kırıkların gözlenmesine neden olmaktadır (210, 213). Ayrıca bağlantının elastik modülüsü mikroshear testlerinin sonuçlarını etkilemektedir. Elastik modülüs arttığı zaman bağlantı yüzeyinde stres uniform şekilde dağılır ve bu durum yükün uygulandığı noktada oluşan stres konsantrasyonunu azaltır. Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyallerin hatalı sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (214). Bunların yanı sıra elde edilen veriler, örnek geometrisinden ve yükleme esnasında düzensiz stres dağılımının meydana gelmesinden de büyük ölçüde etkilenmektedir. Bu dezavantajlara rağmen, örneklerin kolay hazırlanabilmesi ve kolay sonuç alınabilmesi gibi avantajlarından dolayı, mikroshear testi, bağlanma dayanımının ölçülmesinde en çok kullanılan test yöntemidir (211, 212, 215).

Bu çalışmanın amacı, diş veya kavite preparasyonu sonrası dentin tübüllerinin ağız ortamına açılmasıyla oluşan dentin hassasiyetinin önlenmesi için kullanılan farklı hassasiyet giderici ajanların rezin esaslı simanın dentine bağlantısına etkisinin araştırılmasıdır. Bu bağlamda çalışmanın hipotezi şu şekilde belirlenmiştir;

“Rezin içerikli hassasiyet giderici ajanlar rezin simanın dentine bağlantısını arttıracaktır.”

“Kalsiyum fosfat, potasyum nitrat ve florür içerikli hassasiyet giderici ajanlar rezin simanın dentine bağlantısını düşürecektir.”

5. GEREÇ VE YÖNTEM

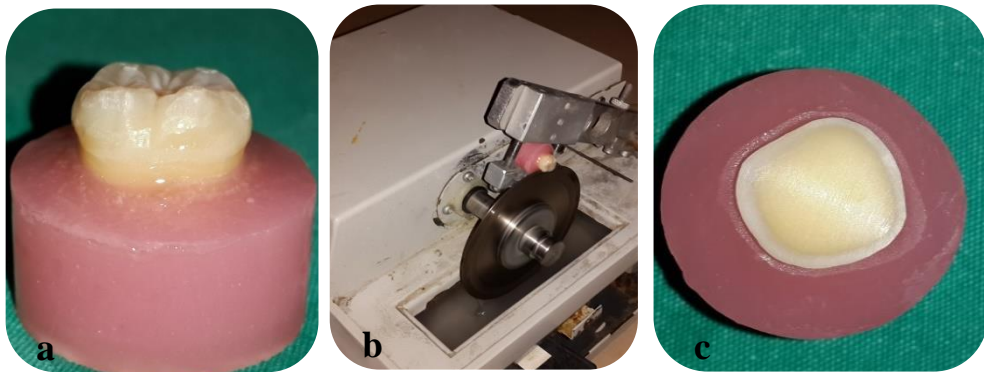
Bu tez çalışmasının deney aşamaları Karadeniz Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği, Makine Mühendisliği ve Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında yapıldı.

5.1. Örneklerin Toplanması

Bu çalışmada her bir grup için 12 ve SEM görüntüleri için 10 adet olmak üzere toplam 70 adet yeni çekilmiş, lezyonsuz yirmiyaş dişleri kullanıldı. Dişler, mekanik temizliği sağlanarak % 0.2'lik sodyum azid solüsyonu içerisinde 1 hafta oda sıcaklığında dezenfekte edildi (85) ve kullanım aşamasına kadar oda sıcaklığında bekletildi (116).

5.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılmak üzere iç çapı 25 mm ve yüksekliği 20 mm olan plastik silindir kalıplar hazırlandı. Dişler, mine-sement bileşimi seviyesinde oklüzal yüzü dışa bakacak şekilde, silindirik kalıplara otopolimerizan akrilik rezin (SC soğuk akrilik, IMICRYL, Türkiye) ile yerleştirildi (Resim 1a). Oklüzal mine, kesici elmas diskle düşük hızlı kesme cihazında (MICRACUT 125 Low Speed Precision Cutter, METKON, Türkiye) su soğutma altında kaldırılarak (Resim 1.b) düz dentin yüzeyleri elde edildi (Resim 1.c).



Resim 1. Kalıp içerisine yerleştirilen diş (a), oklüzal minenin kesilmesi (b) ve hazırlanan örneğin dentin yüzeyinin görüntüsü (c)

Dentin örneklerin yüzeyinde standart bir smear tabakası elde etmek amacıyla 600, 800 ve 1000 grenli zımparalar ile su altında zımparalandı. Örnekler rastgele Tablo 2’ de belirlenen gruplara ayrıldı (n=12):

Tablo 2. Çalışmada belirlenen gruplar

Gruplar	Materyal
1	Teethmate Desensitizer (Kuraray, Japonya)
2	Shield Force Plus Desensitizer (Tokuyama, Japonya)
3	UltraEZ Desensitizer Gel (Ultradent Products, ABD)
4	Admira Protect Desensitizer (VOCO Cuxhaven, Almanya)
5	Kontrol Grubu

5.3. Dentine Hassasiyet Giderici Ajanların Uygulanması

Dentin örneklerin üzerine Tablo 3’ te belirtilen üretici firmanın uygulama talimatlarına göre farklı 4 hassasiyet giderici ajan (Resim 2) uygulandı. 5. Grup kontrol grubu olup, herhangi bir hassasiyet giderici ajan uygulanmadı.



Resim 2. Gruplara uygulanan hassasiyet giderici ajanlar: Teethmate (a), Shield Force Plus (b), UltraEZ (c), Admira Protect (d).

Tablo 4. Rezin siman içeriği ve kullanım talimatı

Rezin Siman	İçerik	Kullanım Talimatı
Panavia V5	Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, Fosfat Monomer MDP, Su, Başlatıcılar, Pigmentler	Dentin yüzeyine Tooth Primer uygulanır, 20 sn beklenir, nazıkçe hava sıkılır ve rezin siman yapıştırılıp 3-5 sn ışıkla polimerize edilir. İzolasyon 3 dk sürdürülür.

5.5. Mikroshear Testinin Uygulanması

Bağlanma dayanımının ölçülmesi işlemi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği araştırma laboratuvarında bulunan Instron Universal test cihazı (Instron Corp, Canton, Massachusetts, USA) kullanılarak yapılmıştır (Resim 4).



Resim 4. Instron Universal Test Cihazı

Bağlantı testi sırasında örneklerin sabitlenmesi için metal bir kalıp hazırlandı ve akrilik bloklara yerleştirilen dentin örnekler metal kalıba sabitlendi ve kalıp test cihazına yerleştirildi. Kesme işlemini yapacak olan apaneyin ucu örneklerdeki dentin-rezin siman yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi. Daha sonra dentin-rezin siman ara yüzeyine 0,5 mm/dk hızla kesme kuvveti uygulandı (Resim 5).



Resim 5. Mikroshear testinin uygulanması

Kopma sırasında meydana gelen kuvvet değeri, Newton (N) olarak ölçüldü ve birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi.

5.6. Stereomikroskop ile Kırılma Analizi

Mikroshear testi tamamlandıktan sonra örnekler kırılma tiplerinin belirlenebilmesi için stereomikroskop (Olympus SZ-4045 ESD) altında x40 büyütmede incelendi. Kırılma tiplerine göre adeziv ajanda kırılma görülenler adeziv; dentin veya rezin simanda kırılma görülenler koheziv; hem adeziv ajan hem de dentin veya rezin siman kırığı görülenler kombine kırılma olarak sınıflandırıldı.

5.7. SEM Görüntülerinin Elde Edilmesi

SEM için kullanılmak üzere on adet dentin örneği aynı protokole göre hazırlandı ve % 17'lik EDTA ile basınçsız bir şekilde yıkanarak 2 dakika boyunca beklendi ve musluk suyunda yıkanarak distile suda saklandı (139). Üretici firma talimatlarına göre hassasiyet giderici ajanlar uygulandı. Her gruptan birer örnek öncelikle kaplama cihazında (EMITECH SC7620, İngiltere) alüminyum plakanın üzerine yerleştirilerek 100-120 A⁰ aralığında altın-paladyum ile kaplandı (Resim 6).



Resim 6. Yüzey kaplama cihazı

Taramalı elektron mikroskobuna (EVO LS10, ZEISS, Almanya) yerleştirilen örneklerin 15 kV’de, X5000 büyütmelerde yüzey görüntüleri elde edildi (Resim 7). Elde edilen görüntülerin yüzey özellikleri karşılaştırıldı.



Resim 7. SEM mikroskobu

5.8. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi, SPSS (Statistical Package for Social Sciences) Windows 17.0 istatistik paket programı kullanılarak yapıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Gruplar arası farklılık analizi için Kruskal Wallis, Mann-Whitney U testleri ve Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. Sonuçlar, % 95 güven aralığında $p < 0.01$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

6.BULGULAR

6.1. Mikroshear Test Bulguları

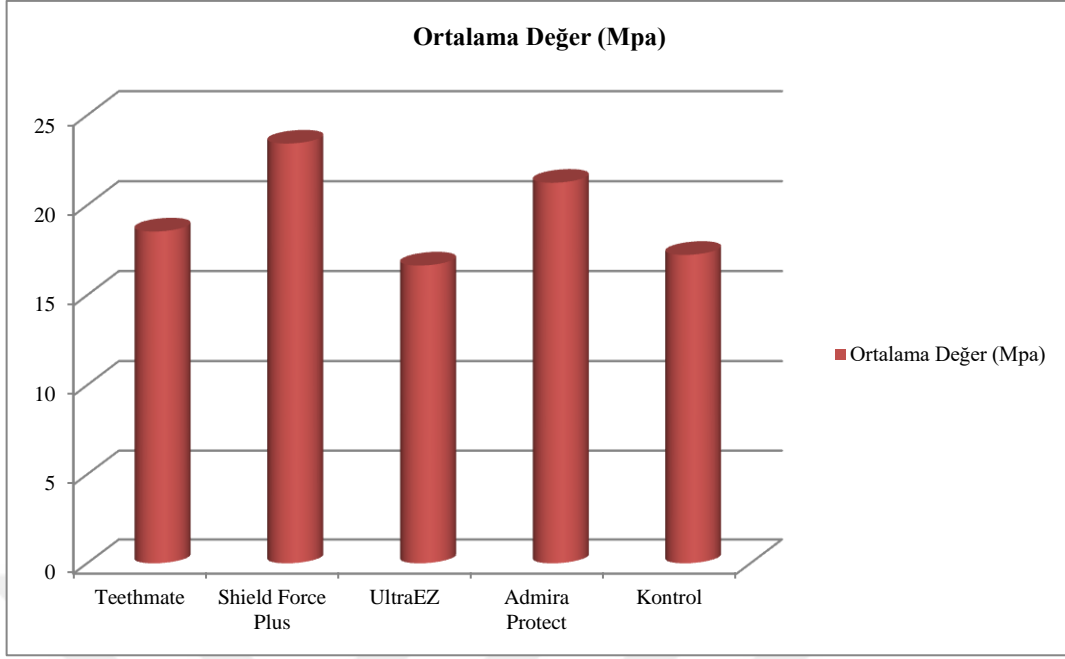
Çalışmamızda, farklı hassasiyet giderici ajanların rezin esaslı simanın dentine bağlantısına etkisi bağlanma dayanımı değerleri (MPa) ve standart sapmaları Tablo 5' te gösterildi. Ortalama makaslama bağlantı değerlerinin istatistiksel analizi Kruskal Wallis ve Mann-Whitney U testleri ile incelendi.

Tablo 5. Örneklerin ortalama mikroshear değerleri ve standart sapmaları

GRUPLAR	n	Ortalama (MPa) ve Standart Sapma	Min Değer	Max Değer
1. Teethmate	12	18,54868 ± 2,57 ^{b,c}	16,14877	24,84304
2. Shield Force Plus	12	23,43494 ± 2,81 ^a	20,68016	30,40491
3. UltraEZ	12	16,46952 ± 1,65 ^c	14,89991	20,57780
4. Admira Protect	12	21,25797 ± 1,78 ^b	18,18926	23,57143
5. Kontrol	12	17,24523 ± 3,04 ^c	15,58235	25,49136

Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01).

Yapmış olduğumuz çalışmada elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değerleri, 23.43 ± 2.81 MPa ile 16.46 ± 1.65 MPa arasında değişmektedir. Rakamsal olarak en düşük bağlanma değeri UltraEZ uygulanan grupta, en yüksek bağlanma değeri ise Shield Force Plus uygulanan grupta gözlendi (Şekil 1).



Şekil 1. Ortalama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

Shield Force Plus uygulanan grubunun bağlanma dayanımı değerleri, Admira Protect, Teethmate, UltraEZ ve kontrol gruplarının bağlanma dayanımı değerlerinden anlamlı bir şekilde yüksek bulundu ($p < 0.01$).

Admira Protect uygulanan grubun bağlanma dayanımı değerleri Teethmate, UltraEZ ve kontrol gruplarına göre daha yüksek bulunmasına rağmen Teethmate uygulanan grupla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p > 0.01$), ancak UltraEZ ve kontrol gruplarının bağlanma değerlerinden anlamlı bir şekilde yüksek bulundu ($p < 0.01$).

Teethmate uygulanan grubun bağlanma dayanımı değerleri UltraEZ ve kontrol gruplarına göre daha yüksek olsa da aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p > 0.01$). UltraEZ uygulanan grup en düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdi ancak kontrol grubu ile aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0.01$).

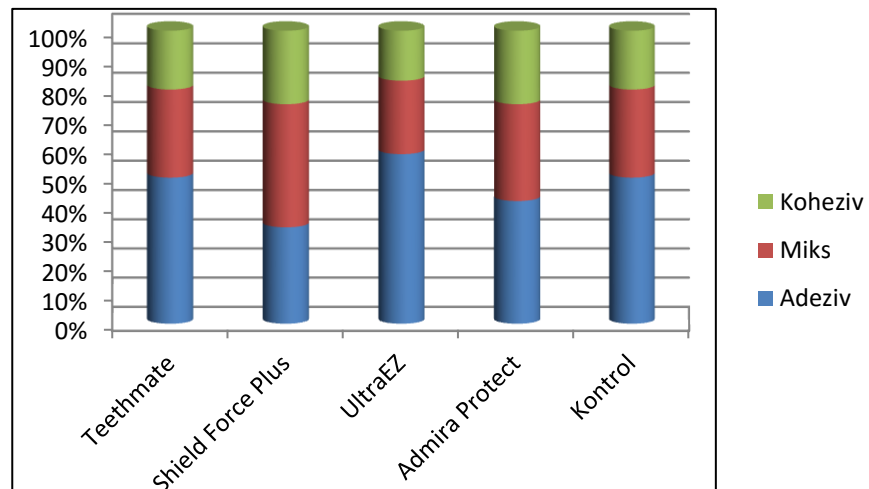
6.2. Kırılma Analizi Bulguları

Grupların stereomikroskop altında incelenen kırılma analizinde elde edilen bulguları Tablo 6’te verilmiştir.

Tablo 6. Gruplarda Görülen Kırılma Tipleri

GRUPLAR	n	Adeziv kırılma	Kombine kırılma	Koheziv kırılma
Teethmate	12	6 (% 50)	4 (% 30)	2 (% 20)
Shield Force Plus	12	4 (% 33)	5 (% 42)	3 (% 25)
UltraEZ	12	7 (% 58)	3 (% 25)	2 (% 17)
Admira Protect	12	5 (% 42)	4 (% 33)	3 (% 25)
Kontrol	12	6 (% 50)	4 (% 30)	2 (% 20)

Grup 1 (Teethmate) grubunda %50 oranında adeziv kırık görülürken %30 kombine, %20'de koheziv kırık görülmüştür. Grup 2'de (Shield Force Plus) çoğunlukla kombine kırılma (%50) görüldü. Grup 3 (UltraEZ), Grup 4 (Admira Protect) ve Grup 5'te (Kontrol) de adeziv kırık daha fazla gözlemlendi. Tüm gruplar içerisinde en fazla görülen kırılma tipi adeziv kırılma oldu (Şekil 2). Rezin içerikli hassasiyet giderici uygulanan örneklerde diğer gruplara göre daha fazla koheziv kırılma görüldü.



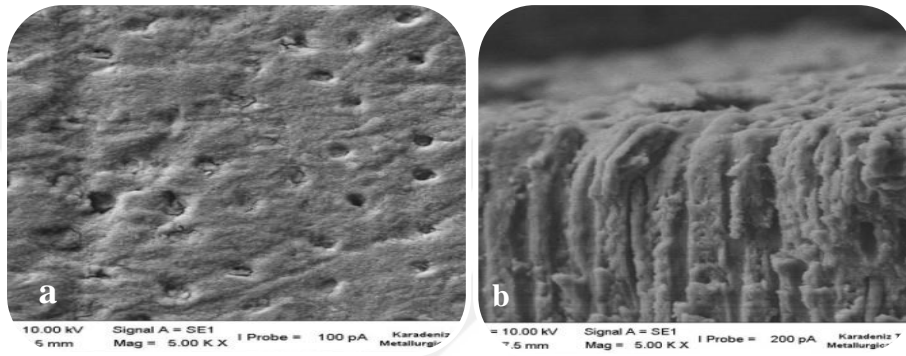
Şekil 2. Gruplarda görülen kırılma tipi oranları

6.3. SEM Bulguları

Hassasiyet giderici ajanların tübül tıkama etkinliği SEM’ de X5000 büyütmede değerlendirildi.

6.3.1. Teethmate

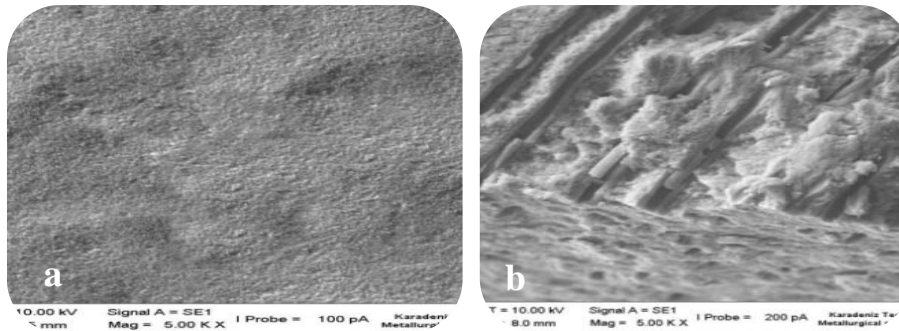
Teethmate uygulanan dentin yüzeyleri SEM ile incelendiğinde, ajanın genel olarak çökelti şeklinde intertübüler dentini kapladığı ve dentin tübüllerinde tıkaçlar oluşturduğu görüldü (Resim 8.a, 8.b).



Resim 8. Teethmate uygulanan grubun SEM görüntüleri (X5000): dentin yüzeyi (a), arayüz (b).

6.3.2. Shield Force Plus

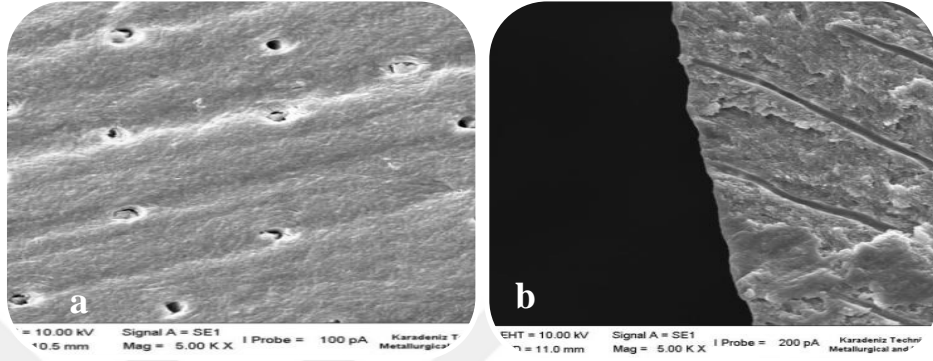
Shield Force Plus uygulanan dentin yüzeyleri SEM ile incelendiğinde genel olarak dentin yüzeyini örten rezin tabaka ve tübül içerisine doğru ilerleyen rezin tağları görüldü (Resim 9.a, 9.b).



Resim 9. Shield Force Plus uygulanan grubun SEM görüntüleri (X5000): dentin yüzeyi (a), arayüz (b)

6.3.3. UltraEZ

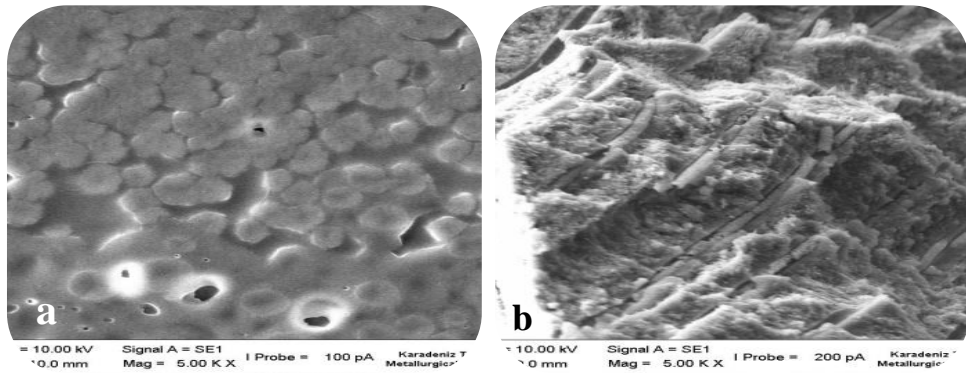
UltraEZ uygulanan dentin yüzeyleri SEM ile incelendiğinde genel olarak dentin tübüllerini kısmen ya da tamamen örten tübül tıkaçlarıyla birlikte boş dentin tübülleri de izlendi (Resim 10.a, 10.b).



Resim 10. UltraEZ uygulanan grubun SEM görüntüleri (X5000): dentin yüzeyi (a), arayüz (b)

6.3.4. Admira Protect

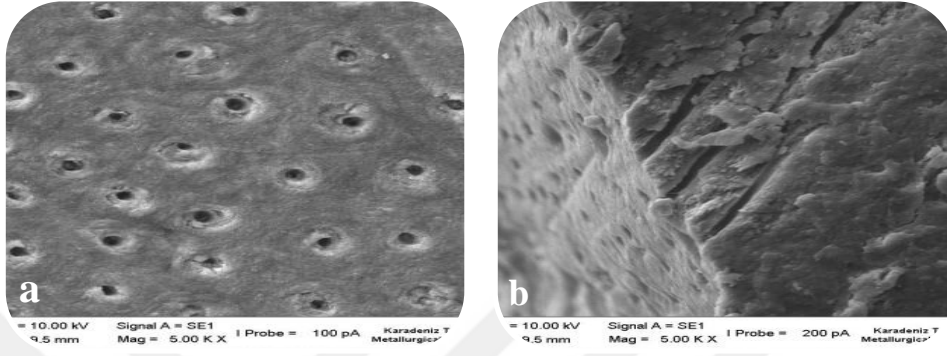
Admira Protect uygulanan dentin yüzeyleri SEM ile incelendiğinde genel olarak dentin yüzeyini örten resin tabaka ve tübül içerisine doğru ilerleyen resin tagları görüldü (Resim 11.a, 11.b).



Resim 11. Admira Protect uygulanan grubun SEM görüntüleri (X5000): dentin yüzeyi (a), arayüz (b)

6.3.5. Kontrol Grubu

Kontrol grubunun dentin yüzeyleri SEM ile incelendiğinde genel olarak preparasyon sonrası debrislerin oluşturduğu smear tabaka ve tübül ağzlarını kısmen veya tamamen kapatan smear tıkaçları görüldü (Resim 12.a, 12.b).



Resim 12. Kontrol grubunun SEM görüntüleri (X5000): dentin yüzeyi (a), arayüz (b)

7. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında diş veya kavite preparasyonu sonrası oluşan dentin hassasiyetini gidermek için uygulanan farklı hassasiyet giderici ajanların (kalsiyum fosfat içerikli Teethmate, potasyum nitrat ve florid içerikli UltraEZ, rezin içerikli Shield Force Plus ve Admira Protect) rezin esaslı simanın dentine bağlantısına etkilerinin incelenmesi amaçlandı. Farklı dört hassasiyet giderici ajan dentin yüzeyine uygulandı ve rezin siman yapıştırılarak mikroshear değerleri ölçüldü. En yüksek bağlanma değerleri rezin içerikli Shield Force Plus uygulanan grupta görüldü ($p<0.01$). Admira Protect uygulanan grupta da kontrol ve UltraEZ gruplarına göre belirgin düzeyde yüksek bağlanma değerleri bulundu ($p<0.01$). Ancak Admira Protect ile Teethmate arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.01$). Teethmate, UltraEZ ve kontrol grupları ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi ($p>0.01$).

Dentin hassasiyeti; dişte aşınma, kırık veya servikal lezyonlarının sebep olduğu, mine ve sement dokularının kaybolmasıyla ortaya çıkan yaygın bir problemdir. Ayrıca kavite ve diş preparasyonu gibi dental prosedürler sonrasında da keskin ağrı ve hassasiyetle karakterize dentin hassasiyeti görülebilmektedir (138). Restorasyonun başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de diş preparasyonudur. Restorasyon, dayanıklılık için belirli bir kalınlıkta olmalıdır. İdeal kron kalınlığı ve okluzal aralık elde etmek amacıyla yaklaşık 1,2-1,5 mm diş dokusu kaldırılmaktadır. Tam seramik restorasyonlarda insizal ve okluzal redüksiyon miktarı 2 mm' ye kadar ulaşabilmektedir (3, 4, 216). Richardson ve ark. (217), posterior bir kron için diş preparasyonu yapıldığında, ortalama 1-2 milyon dentin tübülünün ortama açıldığını bildirmişlerdir. Bu nedenle özellikle büyük kaviteler ve kronlar için yapılan preparasyon sonrasında çok sayıda dentin tübülü açığa çıkmaktadır (218).

Dentin tübüllerinin açığa çıkması sonucu oluşan aşırı dentin hassasiyeti en iyi şekilde hidrodinamik teori ile açıklanmaktadır. Hidrodinamik teoriye göre dentin tübülleri sıvı içerir ve aşınma, travma, diş eti çekilmesi ve preparasyon sonrasında açığa çıkan tübüller içerisindeki sıvı, ısı ile karşılaştığı zaman genişlerken, soğuk ya da temas ile karşılaştığı zaman daralır. Bu daralma ve genişleme pulpaya yakın olan mekanoreseptör sinirleri aktive eden sıvı fazdaki basıncı değiştirir. Sinir reseptörleri aktive olduğu zaman dentinde sodyum-potasyum iyon değişimi ve buna bağlı olarak

ağrı oluşur (218, 219). Hidrodinamik teoriye göre dentin tübüllerini tıkayan ajanlar dentin geçirgenliğini azaltarak dentin hassasiyetini gidermektedir. Ancak teorinin bu kısmı tam olarak doğru değildir, çünkü dentin tübüllerini tıkayan ajanların hepsi hassasiyeti gideremezler (111, 218). Vital diş preparasyonu veya kavite preparasyonu sonrası açığa çıkan dentin tübüllerinin permeabilitesini azaltmak, açık olan tübülleri tıkayarak hassasiyeti en aza indirmek veya önlemek için birçok hassasiyet giderici ajan kullanılmaktadır. Hassas dentin yüzeyine hassasiyet giderici ajan uygulanarak dentin tübüllerinin kapatılması ve dentinin remineralizasyonu amaçlanmaktadır (220).

Dentin üzerine uygulanan hassasiyet giderici ajanlar çeşitli mekanizmalar ile işlev görmektedirler. Bu ajanlar genellikle dentin tübüllerini tıkayarak sıvı akışını azaltıp aşırı hassasiyeti önlemektedir. Topikal olarak uygulanan hassasiyet giderici ajanlar sodyum ve kalsiyum florid, kalsiyum fosfat, potasyum nitrat, alüminyum ve potasyum oksalat gibi ajanlar içerir. Ancak bu ajanlar pek çok faktörün etkisi altında olduğu için etkileri sürekli değildir. En yaygın problem hassasiyet giderici materyalin tükürük ve oral sıvılar nedeniyle çözünmesidir. Hassasiyet giderici etkinin uzun ömürlü olması ve dentin tübüllerinin rezinlerle kaplanmasının hassasiyetin giderilmesinde büyük oranda etkili olması nedeniyle polimerik rezin içeren ajanların kullanımı yaygınlaşmıştır (221, 222). Ancak bu materyaller de artık monomerler içeriğinden pulpa ve gingival dokular için toksik olabilmektedir (139, 223).

Klinikte diş preparasyonu sonrası oluşan hassasiyeti etkili bir şekilde ve uzun ömürlü olarak tedavi etmek restorasyonun ağızda kalma süresi, dişin sağlığı ve hastanın konforu açısından oldukça önemlidir. Hassasiyet giderici ajan uygulamasının rezin siman ve dentin bağlantısına etkileri üzerine çok sayıda çalışma bulunmakla beraber belirli bir konsensus geliştirilememiştir. Yaptığımız çalışma dentin hassasiyetini tedavi etmek ve restorasyonun ağızda devamlılığını sağlamak amacıyla en ideal tedavi yönteminin seçiminde klinisyenlere katkı sağlamaya yöneliktir. Çalışmamızda, yüzeyine farklı hassasiyet giderici ajan uygulanan dentinin rezin esaslı adeziv simanla bağlantısı incelendi ve hassasiyet giderici ajanların rezin simanın dentine bağlantısı üzerine farklılıklar oluşturduğu görüldü.

Diş hekimlerinin uyguladıkları tedaviler arasında, kullanımları kolay olan ve hızlı etki gösteren topikal metodlar da sıklıkla tercih edilmektedir. Bu çalışmanın deney

aşamasında topikal ajanlardan kalsiyum fosfat içerikli Teethmate, içeriğindeki Tetrakalsiyum fosfat (TTCP) ve Dikalsiyum fosfat anhidroz (DCPA) suyla birlikte dentine uygulanmasıyla HA kristellerine dönüşmekte ve tübüleri tıkamaktadır (224). Çalışmalar dentin yüzeyinde ve tübüllerde HA kristalleri oluştuğunu göstermiştir (225-227). Teethmate hassasiyet giderici ajan pratik kullanımı, hızlı ve etkili bir şekilde hassasiyeti önlemesi ve herhangi bir toksik etkiye sahip olmaması nedeniyle klinisyenler tarafından tercih edilmektedir. Ancak rezin simanın dentine bağlantısına etkisi hakkında literatürde yeterli veri bulunmamaktadır. Bu çalışmada kullanılan potasyum nitrat ve florür içerikli UltraEZ akut hassasiyet giderici ajan da diğer topikal tedavi yöntemlerindedir. UltraEZ'in bileşiminde bulunan potasyum nitrat sinirlerin depolarize olması sonrası repolarizasyonunu önleyerek sinirsel iletimi bloke etmektedir. Dentin tübüllerinden potasyum nitrat miktarının artması duyuşal sinirleri depolarizasyon fazında tutarak ağrı algılanmasını önler (228). Ayrıca UltraEZ'in içeriğinde bulunan florür, tübül içerisinde tıkaç oluşturarak hassasiyetin önlenmesine katkıda bulunur (85). Teethmate desensitizer kadar pratik kullanıma sahip değildir. Uygulama süresi daha uzundur, kullanım için apareye ihtiyaç duyulmaktadır ve kullanım sonrası yutulmaması gerekmektedir.

Dentin hassasiyetinde topikal ajanlar pratik kullanıma sahip olsalar da etkilerinin geçici olması en büyük dezavantajlarıdır (229). Hassasiyet giderici etkinin uzun ömürlü olması ve dentin tübüllerinin rezinlerle tıkanmasının hassasiyetin giderilmesinde büyük oranda etkili olması nedeniyle polimerik rezin ve HEMA içeren ajanların kullanımı yaygınlaşmıştır (218). Ayrıca rezin içerikli hassasiyet gidericilerin adeziv sistemlerle ve rezin simanlarla daha iyi bağlantı kurması klinikteki tercih oranlarını arttırmaktadır (218). Resin içerikli hassasiyet ajanlarından Shield Force Plus, diş yapısını dekalsifiye eden ve tübül örtücü monomer matriksini oluşturan fosforik asit monomerlerine sahiptir. Ayrıca Bis-GMA ve TEGDMA içerir. Admira Protect ise florı salan, ormoser (ormoser; organik modifiye seramikler) içerikli resin esaslı hassasiyet gidericidir. Ormoser materyalleri inorganik doldurucu partiküllere ek olarak organik ve inorganik kopolimerler içerirler ve tübüleri tıkamada etkin bir rol üstlenirler (116). Bahsedilen sebeplerden dolayı bu çalışmada resin içerikli Shield Force Plus ve Admira Protect hassasiyet giderici ajanlar kullanıldı.

Adeziv rezin simanlar günümüzde seramik inley, onley, kron ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonu için sıklıkla kullanılmaktadır (170). Hassasiyet giderici ajanların dentin matriksiyle mekaniksel ve kimyasal bağlantı kurması, rezin simanın dentin bağlantısını etkileyebilmektedir. Simantasyon sonrasında oluşan mikrosızıntı yaygın bir problemlerdir. Dentin ve yapıştırıcı siman arası kuvvetli bir bağlantı, restorasyonun dişten ayrılmasını önleyerek mikrosızıntının, sekonder çürüklerin, post operatif hassasiyetin ve diş çatlaklarının önlenmesinde en önemli faktörlerden biridir. Dentin ve siman arasındaki bağlantının devamlılığı, mikrosızıntıyı dolayısıyla diş ve restorasyon kaybını önlemektedir (218).

Simantasyon sırasında oluşan hidrostatik basınç nedeniyle simanın eşit miktarda dentin sıvısı ile yer değiştirmesi ve simanın sertleşmesi sırasında oluşan düşük pH nedeniyle pulpal dokularda irritasyon oluşabilir. Christensen (230), sabit restorasyonlarda simantasyon sonrasında, destek dişlerde % 5-24 arasında pulpal komplikasyon veya ağrı görüldüğü ve simantasyon sonrasında ilk birkaç hafta hastayı rahatsız eden en yaygın sorunlardan birinin dentin hassasiyeti olduğunu bildirmiştir. Prepare edilmiş bir dişi daimi restorasyon bitirilene kadar komplikasyonlardan korumak için veya restorasyonların daimi olarak simantasyonundan önce simantasyon sonrası gelişebilecek hassasiyeti önlemek için hassasiyet giderici ajan kullanımı yaygın hale gelmiştir ve aşırı dentin hassasiyetini gidermede bu ajanların etkili olduğu bildirilmiştir (231, 232).

Hassasiyet giderici ajanlar dentin tübül özelliğini değiştirdiği için sonrasında yapılacak restorasyonla dentin arası bağlantı dayanımını etkileyebilmektedir. Bu tip ajanların siman retansiyonu üzerine etkisi hakkında çelişkili bilgiler mevcuttur (139, 233). Bekes ve ark.(234), bazı hassasiyet giderici ajanların dentin tübüllerinde daralma veya tıkanmaya yol açan, protein çökeltici ve kalsiyum tuzları oluşturan fosforik asit metakrilat gibi organik asitler ve etanol gibi çözücüler içerdiğini bildirmiştir. Dilber ve ark.(163) bir çalışmada kullandıkları hassasiyet giderici ajanın dentin tübüllerini daralttığını belirtmişlerdir.

Sabit protetik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla kullanılan konvansiyonel simanların asidik olmaları dentin hassasiyetini daha da artırmaktadır (230). Tam seramik sistemlerin simantasyonu için önerilen bazı rezin simanların bir kısmında

uygulanan asitleme işleminin, smear tabakasının dentin yüzeyinden uzaklaşmasını sağladığı gibi dentin tübüllerini açarak rezinlerin tutunabileceği mikropürüzlü bir yüzey oluşturduğu, ancak hassasiyeti daha da arttırabileceği belirtilmiştir (218, 220, 235). Simantasyon öncesinde asit uygulaması yapılmayan rezin siman ile smear tabakası uzaklaştırılmadan bir rezin infiltre tabaka oluşması rezin simanın bağlanma dayanımını düşürmektedir (220). Külünk ve ark.(218) dentin yüzeyine hassasiyet giderici ajan uygulaması sonrası rezin modifiye cam iyonomer ve dual cure rezin simanların mikroshear değerlerini inceledikleri bir çalışmada, simantasyon öncesinde asit uygulaması yapılan Variolink ile asit uygulaması yapılmayan self-etch Panavia F rezin simanları karşılaştırmışlar ve Variolink grubunda daha yüksek bağlanma değerleri bulmuşlar ancak bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca rezin modifiye cam iyonomer simanlarında rezin simanlara göre bağlantı dayanımını değerlerinin daha düşük olduğunu belirtmişlerdir (218). Bununla birlikte son yıllarda piyasaya sürülen self-etch rezin simanlar, hassasiyet oluşturmamasının yanı sıra ilave bir asitleme, adeziv uygulama veya aşama gerektirmemesi, klinik uygulama süresinin kısa olması ve simantasyon sürecindeki teknik hassasiyeti azaltarak bu süreçte ortaya çıkabilecek teknik hataları elimine etmesi nedeniyle klinikte sıklıkla kullanılmaktadır (236, 237). Yapılan bazı çalışmalarda hassasiyet giderici ajanlarla birlikte dual rezin simanın kullanılmasıyla yüksek bağlanma değerleri elde edildiği rapor edilmiştir (116, 218, 237). Yim ve ark.(231) yaptığı bir çalışmada, polimerize edilebilir hassasiyet giderici ajan ile dual rezin simanın birlikte kullanılmasıyla en yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir. Mausner ve ark.(232) rezin esaslı hassasiyet giderici ve bir de geleneksel bonding ajanın simanların dentine bağlanma dayanımları üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, dentin yüzeyine hassasiyet giderici ajan uygulanmasının rezin simanın dentine bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol grubuna oranla daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızın deney aşamasında piyasaya en son sürülen dual polimerize olan self-etch Panavia V5 rezin siman kullanıldı.

Klinik (in vivo) çalışmalar, uygulamaların diş dokularına bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesinde en değerli yöntemlerdir. Fakat bu yöntemlerin hasta takibindeki zorluklar, zaman alıcı olması ve ayrıca adeziv teknolojideki hızlı ilerleme sonucu piyasaya yeni sürülen materyallerin hızla güncelliğini yitirebilmesi

araştırmacıları zorlamaktadır. Bu yöntemin dezavantajlarından biri de ağız ortamındaki tükürük miktarı, kontaminasyon, değişken beslenme alışkanlıkları ve ağız içi ısı gibi standardize edilemeyen faktörlerin sonuçları etkilemesidir (238, 239). Laboratuvar çalışmalarında ise test edilmek istenilen değişkenlerin haricinde diğer değişkenler sabit tutularak değerlendirilmektedir (196). Bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesi ve mikrosızıntı çalışmaları gibi laboratuvar testleri günümüzde adeziv sistemlerin klinik performanslarının artırılması ve yeni ürünlerin piyasaya sürülmeden klinik performanslarının değerlendirilmesi için sıkça kullanılan yöntemlerdir (239). Bizim çalışmamız da in vitro şartlarda gerçekleştirildi. In vitro çalışmalardaki test sonucunu etkileyebilecek çok sayıda değişkenin varlığı sebebiyle Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO), “Dental Materyaller – Diş Dokusuna Adezyon Testleri” başlıklı bir döküman yayınlamıştır (240). Bu çalışmada da ISO prosedürleri takip edildi.

Al-Salehi ve ark.(241) bağlanma dayanımı çalışmalarında % 70 oranla en fazla çekilmiş molar dişlerin kullanılmış olduğunu belirtmişlerdir. Pulpa-dentin savunma mekanizmasını uyararak dentin tübüllerinin tıkanmasına ve sklerotik bir yapı oluşturmaya neden olan çürük, abrazyon vb. gibi lezyonlar, test sonuçlarını etkileyebilmektedir (154). Tagami ve ark.(242) yaptıkları çalışmada, yaşları 9-21 arasında olan genç bireylerin dentini ile yaşları 42-64 arasında olan yaşlı bireylerin dentini arasında bağlanma dirençleri karşılaştırıldığında benzer değerler elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada yaş aralığı bilinmemekle birlikte genç bireylerden çekilen lezyonsuz yirmi yaş dişleri kullanıldı. Yazıcı ve ark.(242) okluzal yüzeydeki dentinin kullanıldığı shear ve tensile testlerinde daha yüksek bağlanma değerleri bulunduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda deney yüzeyinin kolay elde edilmesi ve yeterli dentin dokusuna sahip olmasından dolayı birçok çalışmada olduğu gibi molar dişlerin okluzal dentini kullanıldı.

Mikroshear testinin klinik verilere uygunluğu açısından düz bir dentin yüzeyi ve ideal bir klinik smear tabakası oluşturmak gerekmektedir (139). Literatür çalışmaları değerlendirildiğinde, ideal bir smear tabakası elde etmek için 320, 400, 600, 800, 1000, 1200, 2000 ve 4000 gritlik karbid zımparaların kullanıldığı görülmüştür (112, 218, 228, 233, 234, 244, 245). Laboratuvar şartlarında 600 gritlik silikon karbid zımpara kullanımı sonucu oluşan smear tabakasının klinikteki döner enstrümanların oluşturduğu

smear tabakasına benzerlik gösterdiği rapor edilmiştir (246). Bu çalışmada da zımparalama işlemine 600 grit ile başlandı ve 1000 grit ile dentin yüzeyi parlatılarak bitirildi.

Görünür ışık ile polimerizasyonu sağlanan rezinlerin polimerizasyonları sonucu oluşan polimerizasyon büzülmesinin en aza indirilmesi ve ışığın infiltrasyonu için kompozit rezin tabakalarının 2 mm' yi geçmemesi, ışık kaynağının polimerize edilecek yüzeye en yakın şekilde konumlandırılması gerektiği bildirilmiştir (247). Çalışmamızda yüzeyel dentine 2 mm yüksekliğindeki aparat içine uygulanan rezin siman, mümkün olan en yakın konumdan ışık ile polimerize edilmiştir. Tamura ve ark.(248), örneklerin yüzey alanının artmasıyla dentinde bağlanma bölgesinde defektlerle karşılaşma olasılığının fazla olduğunu bildirmiştir. Bağlanma testlerinde yüzey alanı küçük örneklerin kullanımıyla daha geçerli sonuçların elde edilebileceğini, mikroshear testlerinde ideal örnek çapının 3-6 mm arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir (248). Bu çalışmada da deney aşamasında dentin dokusuna yapıştırılan rezin simanın çapı 3 mm olacak şekilde ayarlandı.

Laboratuvar şartlarında diş sert dokularına adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının ölçülmesinde sıklıkla mikroshear ve mikrotensile bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır. Tamura ve ark.(248), ideal bir bağlanma test yönteminde teknik hassasiyetin düşük olması gerekliliğini savunmaktadırlar. Mikrotensile testlerinde, mikroshear testlerine göre örneklerde daha fazla yüzey alanı strese maruz kalmaktadır. Bu nedenle mikrotensile testlerinde kısmi koheziv başarısızlıklarla karşılaşma olasılığı yüksektir (248). Sano ve ark.(249), mikrotensile testlerinin uygulanmasında dikkatli olunmaması sonucunda örneklerin tork kuvvetine maruz kalacağından bağlanma değerlerinde düşme meydana gelebileceğini bildirmişler, mikrotensile test yöntemini özellikle çok küçük alanların (yaklaşık 1 mm²) bağlanma dayanımının ölçülebilmesi için önermişlerdir. Tekniğin; bir diştten birden çok örnek elde edilebilmesi, küçük yüzeylerin test edilebilmesi gibi avantajları olduğu gibi uygulama zorluğu, 5 MPa'nın altındaki değerlerin ölçülememesi ve özel ekipmanlar gerektirmesi gibi dezavantajları mevcuttur (250). Mikroshear testleri standardize edilebilme kolaylığı ve klinik ortamı daha iyi yansıttıklarından dolayı daha sık tercih edilen test yöntemlerinden biridir (251). Al-Salehi ve ark. (241), rezin kompozit ile dentin

arasındaki bağlanma dayanıklılığını değerlendiren 50 farklı çalışmayı incelemişler ve bu testlerin klinik duruma uygun bir şekilde standardize edilmiş bir test yöntemi için değerlendirme yapmışlar ve sonuçta adeziv çalışmalar için en çok tercih edilen testin mikroshear testi olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda, örneklerin kolay hazırlanabildiği, çabuk sonuç alınabilen, örnek boyutlarının kontrol altında tutulabildiği, dolayısıyla tekrar edilebilir sonuçlar elde edilmesi bakımından (212) mikroshear test yöntemi tercih edildi.

Mikroshear testlerinde kesme yükü uygulama hızının bağlanma değerleri üzerine etkilerini gösteren farklı çalışmalar mevcuttur (252, 253). Mikroshear test cihazının uygulama hızının, rezin-dentin arası bağlanma değerlerini etkilediği ve hızın artmasıyla bağlanma değerinin de arttığı bildirilmiştir (252). Bunun nedeni olarak düşük uygulama hızının, rezin-dentin ara yüzeyine uygulanan kırıcı yükü belirli bir elastisiteye sahip bağlayıcı ajan tarafından kompanse edilmesine, daha düşük hızlarda rezinin visköz materyal gibi davranmasına bağlı olduğu belirtmiştir (209). Versluis ve ark.(253), yaptıkları çalışmada daha yüksek uygulama hızının anormal stres dağılımına neden olarak dentinde koheziv tip başarısızlıklara neden olduğunu belirtmiştir. Hara ve ark.(252) yaptıkları çalışmada ise, mikroshear cihazı 0.50 ve 0.75 mm/sn' lik uygulama hızıyla kullanıldığında, daha fazla adeziv tip başarısızlık görüldüğünü ve bundan dolayı mikroshear testlerinde 0.50 ya da 0.75 mm/sn' lik uygulama hızının kullanılmasının daha güvenilir sonuçlar ortaya çıkaracağını bildirmişlerdir. ISO standartlarına göre yaklaşma hızının 0.75 ± 0.30 mm/dk olması önerilmektedir (254). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda cihazın uygulama hızı 0.5 mm/dk olarak belirlendi.

Simantasyon öncesi hassasiyet giderici tedavi uygulamalarının, rezin simanların dentine olan bağlanmasına etkisini inceleyen çok sayıda çalışma mevcuttur. Ancak literatürde Teethmate hassasiyet giderici ajanın rezin siman-dentin bağlantısına etkisi hakkında sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Zorba ve ark.(228), yapmış oldukları bir çalışmada amorf kalsiyum fosfat (ACP) içerikli hassasiyet giderici ajanın farklı bonding sistemlerle dentine bağlanma değerlerine bakmışlar ve kontrol grubuna göre istatistiksel olarak herhangi bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Garcia ve ark.(246) ise yapmış olduğu bir çalışmada, dentine tetrakalsiyum fosfat içerikli Teethmate, gluteraldehit ve HEMA içerikli Gluma ve oksalik asit içerikli Super Seal hassasiyet giderici ajanlar

uygulayıp rezin simanın (Panavia F 2.0) dentine bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Teethmate desensitizer tüm gruplar içinde en yüksek bağlanma değerleri göstermiş, Ancak Gluma ve kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda, kalsiyum fosfat içerikli Teethmate desensitizer ajan uygulanan dentin örneklerinde bağlanma dayanım değerleri arttı. Ancak bu artış UltraEZ ve kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Bu çalışmada Teethmate Desensitizer uygulanan grupta, dentin tübüllerinin tıkanmasına rağmen kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma değerleri ölçüldü. Panavia V 5 rezin simanın yapısında MDP fosfat monomerleri vardır. Hibrit tabakada submikron düzeyde HA kristallerindeki Ca^{++} , kimyasal bonding ajanlarını çeken bir reseptör gibi çalışmaktadır. Preparasyon sonucu oluşan smear tabakayla etkileşen MDP, dentin ve hibrit tabaka arasında mikromekanik kilitlenme sağlamaktadır. Bağlantının artmasının nedeni bu mekanizma olabilir. Ayrıca kollajen etrafındaki ekspoze olmuş HA kristalleriyle fonksiyonel monomerler moleküler düzeyde uzun süre kimyasal etkileşimi sürdürecekler ve marjinal sızıntıyı önleyeceklerdir. Kollajen etrafında HA kristallerinin tutunması kollajeni hidrolize karşı korumakta ve bu nedenle kollajenlerin erken degradasyonunu önlemektedir (243, 246).

Yapılan literatür değerlendirilmelerinde Shield Force Plus hassasiyet gidericinin bağlanma dayanımı çalışmasına rastlanmadı. Bundan dolayı çalışmamızdaki sonuçları karşılaştırabileceğimiz en yakın bulgular rezin içerikli ajanlar ile yapılan çalışmalardan elde edilen bulgulardır. Yapılan literatür değerlendirmelerinde rezin içerikli hassasiyet giderici ajanların rezin simanın dentine bağlantısı üzerine çelişkili bilgiler mevcuttur. Awang ve ark.(245) bir çalışmada, rezin ve oksalat içerikli MS Coat hassasiyet giderici ajanın dentine bağlanma dayanımını belirgin bir şekilde düşürdüğünü bildirmişlerdir. Sevimay ve ark.(244) yaptığı bir çalışmada rezin monomer içerikli Gluma ve Hybrid Bond hassasiyet giderici ajanların kontrol grubuna göre bağlanma dayanımını belirgin bir şekilde düşürdüğünü bildirmişlerdir. Huh ve ark.(112) yaptığı çalışmada rezin monomer içerikli hassasiyet ajanı rezin simanın dentine bağlantısını belirli bir şekilde düşürmüştür. Sailer ve ark.(255) çalışmalarında rezin monomer içerikli Gluma desensitizer ve Clearfil SE Bond ajanların RelyX Unicem, Variolink II ve Panavia 21 rezin simanlara bağlanma dayanımı araştırmışlar ve Gluma hassasiyet giderici ve dentin

bonding ajanının bağlanma dayanımına olumlu yönde etki ettiğini belirtmişlerdir. Külünk ve ark.(116, 218) 2006 ve 2011 yıllarında yaptıkları çalışmalarda rezin içerikli Admira Protect hassasiyet ajanının bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir. Yukarıda bahsedilen sonuçlarla karşılaştırıldığında Shield Force Plus, Admira Protect ile paralel sonuçlar göstermektedir. Shield Force Plus tüm gruplara göre belirgin bir şekilde bağlanma dayanımını arttırdı. Shield Force Plus ve Admira Protect, dentinin ıslanabilirliğini arttırarak rezin monomerlerin dentine daha iyi penetre olmasını sağlayan HEMA içermektedir (256). Ayrıca Shield Force Plus içeriğinde bulunan fosforik asit monomerlerinin oluşturduğu 3D-SR monomer matriksi, dentin içlerine penetre olarak kalsiyum apatit kristalleri ile çok yönlü çapraz bağlantılar kurması bağlantı dayanımının daha da güçlü olmasının nedeni olabilir.

Potasyum nitrat ve florür içerikli ajanların rezin simanın dentine bağlantısı hakkında çelişkili veriler mevcuttur. Saraç ve ark.(256), farklı oranlarda florür içeren hassasiyet giderici ajanların rezin simanların dentine olan bağlanma dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmada, flor oranının artmasıyla birlikte dentine olan bağlanmanın azaldığını bulmuşlardır. Türkkahraman ve ark.(257) yapmış oldukları bir çalışmada mineye potasyum nitrat ve florür içerikli UltraEZ hassasiyet giderici ajan uygulayıp bağlanma değerleri ölçülmüştür. UltraEZ uygulanan grubun kontrol grubuna göre bağlantı dayanımını belirgin bir şekilde düşürdüğünü bildirmişlerdir. Makkar ve ark.(258) çalışmalarında potasyum nitrat içerikli hassasiyet giderici ajanın dentine bağlantı dayanımını belirgin bir şekilde düşürdüğünü belirtmişlerdir. Eyüboğlu ve ark.(85) yapmış olduğu bir çalışmada UltraEZ uygulanmış dentinin bağlanma dayanımını değerlerinin düştüğü görülmüş ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Zorba ve ark.(228) yapmış olduğu bir çalışmada, en düşük bağlanma değerleri UltraEZ uygulanan dentin örneklerde görülse de bu değerlerin kontrol grubuyla benzer olduğu bildirilmiştir. Dündar ve ark.(259), kullandıkları aynı flor içerikli ajanın adeziv rezin simanların dentine olan bağlanma dayanıklılığına etkisini incelediği çalışmada, kontrol grubu ile istatistiksel olarak fark göstermediğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da UltraEZ uygulanan grup kontrol grubuna göre bağlantıyı düşürmüştü ancak bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. UltraEZ'in bileşiminde bulunan florür dentin tübüllerinde mineral birikimine neden olur. Bu da tübül içlerine rezin infiltrasyonunu engelleyerek bağlanma dayanımının

azalmasına sebep olabilir. Hassasiyet giderici ajanlar, içeriğindeki florür miktarına bağlı olarak dentin yüzeyinde oluşturdukları aside dirençli kristal yapı ile rezin komponentlerin kimyasal ve fiziksel olarak dentin yüzeyine penetrasyonunu engelleyerek, rezin simanların dentine bağlanmasını azaltırlar (260). Ancak rezin simanın içeriğinde bulunan HEMA, rezinin dentine infiltrasyonunu arttırarak bağlantıyı güçlendirebilmektedir. UltraEZ uygulanan grubun kontrol grubuyla benzer bağlanma dayanımı değerleri göstermesine HEMA ve içeriğindeki florür miktarının az olması sebep olabilir.

Hassasiyet giderici ajanların bağlanmaya etkisinin analiz edildiği bu çalışmada elde edilen bulgular değerlendirildiğinde rezin içerikli hassasiyet gidericiler rezin simanın dentine bağlanma dayanımını arttırdığı belirlendi. Bu durum “Rezin içerikli hassasiyet giderici ajanlar rezin simanın dentine bağlantısını arttıracaktır.” hipotezini destekledi. Ancak Teethmate ve UltraEZ analizinden elde edilen bulgular “Kalsiyum fosfat, potasyum nitrat ve florür içerikli hassasiyet giderici ajanlar rezin simanın dentine bağlantısını düşürecekler.” hipotezini desteklemedi.

Hassasiyet giderici ajan uygulanan örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde; kontrol grubunda dentin tübüllerini kısmen veya tamamen tıkayan smear tabakası görüldü. Teethmate uygulanan örneklerde, intertübüler dentin yüzeyinde kalsiyum fosfat tabakası, adacık şeklinde kalsiyum fosfat birikintileri ve tıkanmış dentin tübüllerini görüldü. Shield Force Plus ve Admira Protect uygulanan örneklerde dentin yüzeyini örten rezin tabaka ve tübül içlerine doğru ilerleyen rezin taglar izlendi. UltraEZ uygulanan örneklerde ise kısmen veya tamamen kapalı dentin tübüllerinin yanısıra açık tübüllerde izlendi.

Garcia ve ark.(246) Teethmate desensitizer kullanarak yaptıkları çalışmada, SEM’de hassasiyet giderici ajanın çökeltisinin intertübüler dentini kaplamış ve dentin tübüllerini tıkanmış olduğunu bildirilmiştir. Thanatvarakorn ve ark.(225) ise dentin yüzeyini preparasyon sonrası EDTA ve EDTA/NaOCI ile yıkamışlar ve Teethmate uygulayarak yapay tükürükte bekletip SEM’de incelemişlerdir. Elde ettikleri görüntülerde zengin kalsiyum fosfat tabakasını ve adacık şeklinde kalsiyum fosfat birikintilerini ve tıkalı tübüllerini gözlemlemişlerdir. Ayrıca yapay tükürükte kalsifikasyonun daha da arttığını belirtmişlerdir (225). Bu çalışmada da elde edilen

SEM görüntülerinde Teethmate uygulanan dentin yüzeyinde benzer görüntüler izlendi. Dundar ve ark.(261) Admira Protect, Seal Protect, Sensi kill, Systemp desensitizer ve BisBlock hassasiyet ajanlarının permeabilitesini incelemişler ve en düşük permeabilitenin Admira Protect uygulanan grupta olduğunu bildirmişlerdir. SEM incelemelerinde rezin içerikli Admira Protect ve Seal Protect, dentin yüzeyinde maksimum kapama etkinliği göstermişlerdir. Bu çalışmada da rezin içerikli ajanlar maksimum tübül tıkama ve dentin yüzeyini kaplama etkinliği göstererek benzer sonuçlar sergiledi. Eyüboğlu (139) bir çalışmada, dentin yüzeyine UltraEZ uygulayarak SEM’ de incelemiş ve tıkalı dentin tübüllerinin yanında açık tübüllerin de olduğunu gözlemlemiştir. Bu çalışmada da UltraEZ uygulanan örneklerde de benzer görüntüler izlendi.

Yapılan bazı çalışmalarda kopma yüzeyleri adeziv, koheziv ve hem adeziv hem koheziv kopma (kombine) olarak sınıflandırılmıştır (262). Resin içerikli hassasiyet giderici ajan uygulanan gruplarda koheziv ve kombine tip başarısızlığın; kalsiyum fosfat, potasyum nitrat ve florür içerikli hassasiyet giderici uygulanan gruplarda ise adeziv tip başarısızlığın yüksek olması bize resin içerikli hassasiyet ajanlarının resin simanın dentine olan bağlanma dayanımını arttırdığını göstermektedir. Ayrıca koheziv kopma oranının en fazla resin içerikli ve adeziv kopma oranının ise en fazla florür ve potasyum nitrat içerikli hassasiyet ajanı grubunda olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızda kırılma analizi bulguları, mikroshear testi bulguları ile paralellik göstermektedir.

Bu çalışmada uygulan testler, sürekli sıcaklık ve pH değişikliklerinin olduğu gerçek ağız içi ortamında değil, laboratuvar ortamında yapıldığı için klinik koşullar tam olarak yansıtılamadı. Resin siman yapıştırılan örneklerin termosiklus veya yapay yaşlandırmanın bağlantıya olan etkisinin araştırılmamış olması da bu çalışmanın limitasyonları arasındadır. Bu çalışmada, kalsiyum fosfat, potasyum nitrat, florid ve resin içerikli hassasiyet giderici ajanlar kullanılmıştır. Farklı etki mekanizmalarına sahip hassasiyet giderici ajanların resin simanın dentine bağlantısına etkileri araştırılabilir. Çalışmamızda sadece bir tane adeziv resin siman kullanılmıştır. Konvansiyonel simanlar ve diğer resin modifiye simanlar kullanılabilir. Ayrıca, bu çalışmada, sadece makaslama kuvvetinin uygulanmış olması, restorasyonun çığneme

kuvvetleri altındaki bağlanma dayanımının ölçülmemiş ve çigneme simülatörünün kullanılmamış olması bu çalışmanın diğer limitasyonlarıdır. Bu limitasyonlar gözönünde bulundurularak yeni çalışmalar yapılabilir.



8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada; diş/kavite preparasyonu sonrası veya simantasyon sırasında ve sonrasında oluşabilecek dentin hassasiyetini önlemek amacıyla dentine farklı etki mekanizmalarına sahip 4 hassasiyet giderici ajan (Teethmate, Shield Force Plus, UltraEZ ve Admira Protect) uygulanıp rezin siman yapıştırıldı. Mikroshear testi yapılarak hassasiyet giderici ajanların etkileri değerlendirildi. Bu in vitro çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edildi:

1. Farklı etki mekanizmalarına sahip hassasiyet giderici ajanlar rezin simanın dentine bağlantı dayanımını etkiledi.
2. Tüm gruplar değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri rezin içerikli Shield Force Plus uygulanan grupta bulundu.
3. Diğer rezin içerikli hassasiyet giderici Admira Protect, UltraEZ ve kontrol gruplarına göre belirgin bir şekilde bağlantıyı arttırdı. Ancak Teethmate uygulanan grupla Admira Protect arasında istatistiksel fark bulunmadı.
4. Teethmate uygulanan grup kontrol grubuna göre bağlantıyı arttırdı, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.
5. UltraEZ uygulanan grup ise bağlantıyı düşürmesine rağmen bu düşüş kontrol grubuyla kıyaslandığında anlamlı bulunmadı.
6. Deneylerde kullanılan tüm dentin örnekler incelendiğinde en fazla adeziv tip başarısızlık görüldü.
7. Adeziv rezin siman ile hassasiyet giderici ajanın birlikte kullanılması gereken durumlarda, yüksek bağlanma dayanımı açısından rezin içerikli hassasiyet giderici ajanlar tercih edilmelidir.
8. Kalsiyum fosfat içerikli Teethmate rezin içerikli ajanlar kadar olmasa da bağlantıyı olumlu etkiledi. Bununla birlikte pratik kullanımı, hızlı etki göstermesi, diş renklendirmemesi ve toksik olmamasından dolayı klinisyenler tarafından rahatlıkla tercih edilebilir.

9. KAYNAKLAR

1. Chabanski MB, Gillam DG. Aetiology, prevalence and clinical features of cervical dentine sensitivity. *J Oral Rehabil.* 1997;24(1):15-9.
2. Holland GR, Narhi MN, Addy M, Gangarosa L, Orchardson R. Guidelines for the design and conduct of clinical trials on dentine hypersensitivity. *J Clin Periodontol.* 1997;24(11):808-13.
3. Swift EJ, Jr., Lloyd AH, Felton DA. The effect of resin desensitizing agents on crown retention. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(2):195-200.
4. Mausner IK, Goldstein GR, Georgescu M. Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. *J Prosthet Dent.* 1996;75(2):129-34.
5. Mjor IA, Sveen OB, Heyeraas KJ. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 1: normal structure and physiology. *Quintessence Int.* 2001;32(6):427-46.
6. Linde A, Goldberg M. Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1993;4(5):679-728.
7. Jain P, Vargas MA, Denehy GE, Boyer DB. Dentin desensitizing agents: SEM and X-ray microanalysis assessment. *Am J Dent.* 1997;10(1):21-6.
8. Schupbach P, Lutz F, Finger WJ. Closing of dentinal tubules by Gluma desensitizer. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:414-21.
9. Brannstrom M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod.* 1986;12(10):453-7.
10. Gaffar A. Treating hypersensitivity with fluoride varnishes. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19(11):1088-94.
11. Yoshiyama M, Noiri Y, Ozaki K, Uchida A, Ishikawa Y, Ishida H. Transmission electron microscopic characterization of hypersensitive human radicular dentin. *J Dent Res.* 1990;69(6):1293-7.

12. Canadian Advisory Board on Dentin H. Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. *J Can Dent Assoc.* 2003;69(4):221-6.
13. Orchardson R, Gillam DG. Managing dentin hypersensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(7):990-8; quiz 1028-9.
14. Al Qahtani MQ, Platt JA, Moore BK, Cochran MA. The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers. *Oper Dent.* 2003;28(3):287-96.
15. Avery JK, Steele PF. *Essentials of oral histology and embryology: a clinical approach*: Mosby; 2006.
16. Van Rensburg B JB. *Oral biology*. Quintessence Int. 1995.
17. Pashley DH, K.M. ve Goodis, H.E. Pulpodentin complex. *Seltzer and Bender's Dental Pulp*. Quintessence Publishing Co, Inc. 2002:s. 63-93.
18. Ari H, Erdemir A. Effects of endodontic irrigation solutions on mineral content of root canal dentin using ICP-AES technique. *Journal of Endodontics.* 2005;31(3):187-9.
19. Zaimoğlu A CG. Diş Dokularının Yapısı. 2004b;2(24):59-65.
20. E. J. Microstructure of enamel and dentin. *J Dent Res.* 1964;43:1007-20.
21. IA M. Normal structure and physiology. Quintessence Publishing Co, Inc. 2002;In: Mjör IA editor. *Pulp-Dentin Biology in Restorative Dentistry*:1-22.
22. Mjör IA NI. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 1996;41(5):401-12.
23. Ruschel HC, Chevitarese O. Density and diameter of dentinal tubules of first and second primary human molars--comparative scanning electron microscopy study. *J Clin Pediatr Dent.* 2002;26(3):297-304.
24. Fosse G, Saele PK, Eide R. Numerical density and distributional pattern of dentin tubules. *Acta Odontol Scand.* 1992;50(4):201-10.

25. Brannstrom M, Johnson G, Garberoglio R. [Latest observations on the fibromembranous structure of dentinal tubules]. *Mondo Odontostomatol.* 1974;16(1):40-54.
26. Thomas HF, Payne RC. The ultrastructure of dentinal tubules from erupted human premolar teeth. *J Dent Res.* 1983;62(5):532-6.
27. Fosse G SP, Eide R. Numerical density and distributional pattern of dentin tubules. *Acta Odontologica.* 1992;50(4):201- 10.
28. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355-62.
29. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol.* 2000;45(5):355-61.
30. Love RM, Jenkinson HF. Invasion of dentinal tubules by oral bacteria. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2002;13(2):171-83.
31. Bayer MaS, A. Odontoblast process in dentin revealed by fluorescent Di-I. *J Histochem Cytochem.* 1995;43:159-68.
32. Byers MR, Narhi MV. Dental injury models: experimental tools for understanding neuroinflammatory interactions and polymodal nociceptor functions. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1999;10(1):4-39.
33. Trowbridge HO. Intradental sensory units: physiological and clinical aspects. *J Endod.* 1985;11(11):489-98.
34. Demi M, Delme, K.I.M. ve De Moor, R.J.G. . Hypersensitive teeth: conventional versus laser treatment. Part I: conventional treatment of dentin hypersensitivity. *Journal of Oral Laser Applications.* 2009;9(1):7-20.
35. Byers MR. Segregation of NGF receptor in sensory receptors, nerves and local cells of teeth and periodontium demonstrated by EM immunocytochemistry. *J Neurocytol.* 1990;19(5):765-75.

36. Siqueira da Fonseca SA, Abdelmassih S, de Mello Cintra Lavagnolli T, Serafim RC, Clemente Santos EJ, Mota Mendes C, et al. Human immature dental pulp stem cells' contribution to developing mouse embryos: production of human/mouse preterm chimaeras. *Cell Prolif.* 2009;42(2):132-40.
37. BJ S. Acute and chronic craniofacial pain: brainstem mechanisms of nociceptive transmission and neuroplasticity, and their clinical correlates. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000;11(1):57-91
38. Närhi M YH, Ngassapa D, Hirvonen T. . The neurophysiological basis and the role of inflammatory reactions in dentine hypersensitivity. *Arch Oral Biol* 1994;39:23-30.
39. Dababneh RH, Khouri AT, Addy M. Dentine hypersensitivity - an enigma? A review of terminology, mechanisms, aetiology and management. *Br Dent J.* 1999;187(11):606-11; discussion 3.
40. West NX, Hughes JA, Addy M. Dentine hypersensitivity: the effects of brushing toothpaste on etched and unetched dentine in vitro. *J Oral Rehabil.* 2002;29(2):167-74.
41. Addy M. Dentine hypersensitivity: new perspectives on an old problem. *International Dental Journal.* 2002;52(S5P2):367-75.
42. Attar N, Korkmaz Y. Dentin aşırı hassasiyeti. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2006;30(4):83-91.
43. Bergenholtz G, Cox C, Loesche W, Syed S. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *Journal of Oral Pathology & Medicine.* 1982;11(6):439-50.
44. Rees J, Jin L, Lam S, Kudanowska I, Vowles R. The prevalence of dentine hypersensitivity in a hospital clinic population in Hong Kong. *Journal of Dentistry.* 2003;31(7):453-61.
45. Cox C. Biocompatibility of dental materials in the absence of bacterial infection. *Operative dentistry.* 1987;12(4):146.

46. Mjör IA, Toffentti F. Secondary caries: A literature review with case reports. *Quintessence International*. 2000;31(3).
47. Pashley DH, Pashley E. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the *American Journal of Dentistry*. *American journal of dentistry*. 1991;4(1):5-9.
48. Cuenin MF, Scheidt MJ, O'Neal RB, Strong SL, Pashley DH, Horner JA, et al. An in vivo study of dentin sensitivity: the relation of dentin sensitivity and the patency of dentin tubules. *Journal of periodontology*. 1991;62(11):668-73.
49. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues*: Quintessence Publishing (IL); 1998.
50. Pashley DH, Livingston M, Greenhill J. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Archives of Oral Biology*. 1978;23(9):807-10.
51. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Operative dentistry*. 1991;17(6):229-42.
52. Fogel H, Marshall F, Pashley DH. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *Journal of Dental Research*. 1988;67(11):1381-5.
53. Absi E, Addy M, Adams D. Dentine hypersensitivity. *Journal of Clinical Periodontology*. 1987;14(5):280-4.
54. Pashley DH. Mechanisms of dentin sensitivity. *Dental Clinics of North America*. 1990;34(3):449-73.
55. Dowell P, Addy M. Dentine hypersensitivity-A review. *Journal of clinical periodontology*. 1983;10(4):341-50.
56. Närhi M, Hirvonen T, Hakumäki M. Activation of intradental nerves in the dog to some stimuli applied to the dentine. *Archives of oral biology*. 1982;27(12):1053-8.
57. Bartold P. Dentinal hypersensitivity: a review. *Australian dental journal*. 2006;51(3):212-8.

58. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996;7(2):104-33.
59. Hall RC, Embery G, Shellis RP. Biological and structural features of enamel and dentine: current concepts relevant to erosion and dentine hypersensitivity. *Tooth Wear and Sensitivity*. 2000:3.
60. Brännström M. A hydrodynamic mechanism in the transmission of pain producing stimuli through the dentine. *Sensory mechanisms in dentine*. 1963;1:73-9.
61. Brännström M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *Journal of endodontics*. 1986;12(10):453-7.
62. Brännström M, Aström A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. *International Dental Journal*. 1972;22(2):219.
63. Parolia A, Kundabala M, Mohan M. Management of dentinal hypersensitivity: a review. *Journal of the California Dental Association*. 2011;39(3):167-79.
64. Schwarz F, Arweiler N, Georg T, Reich E. Desensitizing effects of an Er: YAG laser on hypersensitive dentine. *Journal of clinical periodontology*. 2002;29(3):211-5.
65. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1991;3(1):14-9.
66. Smith B, Knight J. A comparison of patterns of tooth wear with aetiological factors. *British Dental Journal*. 1984;157(1):16-9.
67. Davis W, Winter P. The effect of abrasion on enamel and dentine and exposure to dietary acid. *British dental journal*. 1979;148(11-12):253-6.
68. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Stress-induced cervical lesions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(5):718-22.
69. Kadiroğlu E, Dağ A. Dentin hipersensitivitesi ve lazerlerin etkisi. *CU Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2004;7(1):58-63.

70. Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancl L. Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. *The Journal of the American Dental Association*. 2002;133(6):725-33.
71. Walters PA. Dentinal hypersensitivity: a review. *J Contemp Dent Pract*. 2005;6(2):107-17.
72. Flynn J, Galloway R, Orchardson R. The incidence of 'hypersensitive' teeth in the West of Scotland. *Journal of Dentistry*. 1985;13(3):230-6.
73. Dababneh R, Khouri A, Addy M. Dentine hypersensitivity-an enigma? A review of terminology, epidemiology, mechanisms, aetiology and management. *British Dental Journal*. 1999;187(11):606-11.
74. Addy M. Dentine hypersensitivity: definition, prevalence, distribution and aetiology. *Tooth wear and sensitivity*. 2000:239-48.
75. Erdemir U, Yıldız E. Dentin Hassasiyeti Tanı ve Tedavi Planlaması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011;32:9-22.
76. Rees J. The prevalence of dentine hypersensitivity in general dental practice in the UK. *Journal of Clinical Periodontology*. 2000;27(11):860-5.
77. Cunha-Cruz J, Wataha JC, Heaton LJ, Rothen M, Sobieraj M, Scott J, et al. The prevalence of dentin hypersensitivity in general dental practices in the northwest United States. *The Journal of the American Dental Association*. 2013;144(3):288-96.
78. Giannini M, Chaves P, Oliveira MTd. Effect of tooth age on bond strength to dentin. *Journal of Applied Oral Science*. 2003;11(4):342-7.
79. Orchardson R, Gillam DG. Managing dentin hypersensitivity. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(7):990-8.
80. Kielbassa AM. Dentine hypersensitivity: Simple steps for everyday diagnosis and management. *International dental journal*. 2002;52(S5P2):394-6.
81. Al-Sabbagh M, Brown A, Thomas MV. In-office treatment of dentinal hypersensitivity. *Dental Clinics of North America*. 2009;53(1):47-60.

82. Trowbridge HO, Silver D. A review of current approaches to in-office management of tooth hypersensitivity. *Dental Clinics of North America*. 1990;34(3):561-81.
83. Brannstrom M, Johnson G, Nordenvall K-J. Transmission and control of dentinal pain: resin impregnation for the desensitization of dentin. *The Journal of the American Dental Association*. 1979;99(4):612-8.
84. Peacock J, Orchardson R. Effects of potassium ions on action potential conduction in A-and C-fibers of rat spinal nerves. *Journal of Dental Research*. 1995;74(2):634-41.
85. Eyüboğlu GB, Yeşilyurt C. Dentin Hassasiyet Giderici Ajanların Tek Aşamalı bir Self-Etch Adezivin Makaslama Bağlanma Dayanımına Etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2014;17(4):334-49.
86. Taret WJ, Silverman G, Fratarcangelo PA, Kanapka JA. Home treatment for dentinal hypersensitivity: a comparative study. *The Journal of the American Dental Association*. 1982;105(2):227-30.
87. Nagata T, Ishida H, Shinohara H, Nishikawa S, Kasahara S, Wakano Y, et al. Clinical evaluation of a potassium nitrate dentifrice for the treatment of dentinal hypersensitivity. *J Clin Periodontol*. 1994;21(3):217-21.
88. Schiff T, Dotson M, Cohen S, De Vizio W, McCool J, Volpe A. Efficacy of a dentifrice containing potassium nitrate, soluble pyrophosphate, PVM/MA copolymer, and sodium fluoride on dentinal hypersensitivity: a twelve-week clinical study. *The Journal of clinical dentistry*. 1993;5:87-92.
89. Green BL, Green ML, McFall Jr WT. Calcium Hydroxide and Potassium Nitrate as Desensitizing Agents for Hypersensitive Root Surfaces*†. *Journal of periodontology*. 1977;48(10):667-72.
90. Manochehr-Pour M, Bhat M, Bissada N. Clinical evaluation of two potassium nitrate toothpastes for the treatment of dental hypersensitivity. *Periodontal case reports: a publication of the Northeastern Society of Periodontists*. 1983;6(1):25-30.

91. Sowinski J, Battista G, Petrone M, Chaknis P, Zhang Y, DeVizio W, et al. A new desensitizing dentifrice--an 8-week clinical investigation. *Compendium of continuing education in dentistry*(Jamesburg, NJ: 1995) Supplement. 1999(27):11-6; quiz 28.
92. Hu D, Zhang YP, Chaknis P, Petrone ME, Volpe A, DeVizio W. Comparative investigation of the desensitizing efficacy of a new dentifrice containing 5.5% potassium citrate: an eight-week clinical study. *The Journal of clinical dentistry*. 2003;15(1):6-10.
93. Chesters R, Kaufman H, Wolff M, Hunington E, Kleinberg I. Use of multiple sensitivity measurements and log it statistical analysis to assess the effectiveness of a potassium-citrate-containing dentifrice in reducing dentinal hypersensitivity. *Journal of clinical periodontology*. 1992;19(4):256-61.
94. Lawson B, Huff T. Desensitization of teeth with a topically applied glucocorticoid drug. A preliminary study. *Journal of oral therapeutics and pharmacology*. 1966;2(4):295.
95. Furseth R, Mjör I. The fine structure of corticosteroid-covered, human dentine. *Archives of oral biology*. 1972;17(4):719-IN23.
96. Levin MP, Yearwood LL, Carpenter WN. The desensitizing effect of calcium hydroxide and magnesium hydroxide on hypersensitive dentin. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1973;35(5):741-6.
97. Brännström M, Isacson G, Johnson G. The effect of calcium hydroxide and fluorides on human dentine. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1976;34(2):59-67.
98. Frank R, editor *Dentinal sclerosis and ultrastructural basis of dentinal sensitivity*. Annual meeting-American Institute of Oral Biology; 1967.
99. Tung MS, Bowen HJ, Derkson GD, Pashley DH. Effects of calcium phosphate solutions on dentin permeability. *Journal of endodontics*. 1993;19(8):383-7.

100. Suge T, Ishikawa K, Kawasaki A, Yoshiyama M, Asaoka K, Ebisu S. Effects of fluoride on the calcium phosphate precipitation method for dentinal tubule occlusion. *Journal of dental research*. 1995;74(4):1079-85.
101. Gandolfi MG, Silvia F, Gasparotto G, Carlo P. Calcium silicate coating derived from Portland cement as treatment for hypersensitive dentine. *Journal of Dentistry*. 2008;36(8):565-78.
102. Chiang YC, Chen HJ, Liu HC, Kang SH, Lee BS, Lin FH, et al. A novel mesoporous biomaterial for treating dentin hypersensitivity. *J Dent Res*. 2010;89(3):236-40.
103. Collaert B, Fischer C. Dentine hypersensitivity: a review. *Dental Traumatology*. 1991;7(4):145-52.
104. Pereira JC, Segala AD, Gillam DG. Effect of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin subjected to different surface pre-treatments-an in vitro study. *Dental Materials*. 2005;21(2):129-38.
105. Guo C, McMartin KE. The cytotoxicity of oxalate, metabolite of ethylene glycol, is due to calcium oxalate monohydrate formation. *Toxicology*. 2005;208(3):347-55.
106. Markowitz K, Pashley DH. Discovering new treatments for sensitive teeth: The long path from biology to therapy. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(4):300-15.
107. Cunha-Cruz J, Stout J, Heaton L, Wataha J. Dentin hypersensitivity and oxalates a systematic review. *Journal of dental research*. 2011;90(3):304-10.
108. Pashley DH, Galloway S. The effects of oxalate treatment on the smear layer of ground surfaces of human dentine. *Archives of Oral Biology*. 1985;30(10):731-7.
109. Shafiei F, Memarpour M, Doozandeh M. Effect of oxalate desensitizer on the bonding durability of adhesive resin cements to dentin. *Journal of prosthodontic research*. 2012;56(3):187-93.

110. Jain P, Vargas M, Denehy G, Boyer D. Dentin desensitizing agents: SEM and X-ray microanalysis assessment. *American journal of dentistry*. 1997;10(1):21-6.
111. Ling T, Gillam D, Barber P, Mordan N, Critchell J. An investigation of potential desensitizing agents in the dentine disc model: a scanning electron microscopy study. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(3):191-203.
112. Huh J-B, Kim J-H, Chung M-K, Lee H-y, Choi Y-G, Shim J-S. The effect of several dentin desensitizers on shear bond strength of adhesive resin luting cement using self-etching primer. *Journal of dentistry*. 2008;36(12):1025-32.
113. Porto IC, Andrade AK, Montes MA. Diagnosis and treatment of dentinal hypersensitivity. *Journal of oral science*. 2009;51(3):323-32.
114. Ritter AV, de Dias WL, Miguez P, Caplan DJ, Swift EJ. Treating cervical dentin hypersensitivity with fluoride varnish. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(7):1013-20.
115. Trowbridge HO, Silver DR. A review of current approaches to in-office management of tooth hypersensitivity. *Dent Clin North Am*. 1990;34(3):561-81.
116. Külünk Ş, Sarac D, Külünk T, Karakaş Ö. The effects of different desensitizing agents on the shear bond strength of adhesive resin cement to dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2011;23(6):380-7.
117. Petersson LG. The role of fluoride in the preventive management of dentin hypersensitivity and root caries. *Clinical oral investigations*. 2013;17(1):63-71.
118. Mello SV, Arvanitidou E, Stranick MA, Santana R, Kutes Y, Huey B. Mode of action studies of a new desensitizing mouthwash containing 0.8% arginine, PVM/MA copolymer, pyrophosphates, and 0.05% sodium fluoride. *Journal of dentistry*. 2013;41:S12-S9.
119. Schiff T, He T, Sagel L, Baker R. Efficacy and safety of a novel stabilized stannous fluoride and sodium hexametaphosphate dentifrice for dentinal hypersensitivity. *J Contemp Dent Pract*. 2006;7(2):1-8.

120. Blong M, Volding B, Thrash W, Jones D. Effects of a gel containing 0.4 percent stannous fluoride on dentinal hypersensitivity. *Dental hygiene*. 1985;59(11):489.
121. Kanouse M, Ash Jr M. The effectiveness of a sodium monofluorophosphate dentifrice on dental hypersensitivity. *Journal of periodontology*. 1969;40(1):38-40.
122. Krauser JT. Hypersensitive teeth. Part II: treatment. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(3):307-11.
123. Shapiro WB, Kaslick RS, Chasens AI, Weinstein D. Controlled clinical comparison between a strontium chloride and a sodium monofluorophosphate toothpaste in diminishing root hypersensitivity. *Journal of periodontology*. 1970;41(9):523-5.
124. Hoang-Dao B-T, Hoang-Tu H, Tran-Hung L, Camps J, Koubi G, About I. Evaluation of a natural resin-based new material (Shellac F) as a potential desensitizing agent. *dental materials*. 2008;24(7):1001-7.
125. Limmatvapirat S, Limmatvapirat C, Luangtana-anan M, Nunthanid J, Oguchi T, Tozuka Y, et al. Modification of physicochemical and mechanical properties of shellac by partial hydrolysis. *International journal of pharmaceutics*. 2004;278(1):41-9.
126. Markowitz K, Kim S. Hypersensitive teeth. Experimental studies of dentinal desensitizing agents. *Dental Clinics of North America*. 1990;34(3):491-501.
127. Kobler A, Kuß O, Schaller H-G, Gernhardt CR. Clinical effectiveness of a strontium chloride-containing desensitizing agent over 6 months: a randomized, double-blind, placebo-controlled study. *Quintessence International*. 2008;39(4).
128. Kishore A, Mehrotra KK, Saimbi CS. Effectiveness of desensitizing agents. *Journal of endodontics*. 2002;28(1):34-5.
129. Tarbet WJ, Grossman E. Observations of denture-supporting tissue during six months of denture adhesive wearing. *The Journal of the American Dental Association*. 1980;101(5):789-91.

130. Silverman G, Berman E, Hanna C, Salvato A, Fratarcangelo P, Bartizek R, et al. Assessing the efficacy of three dentifrices in the treatment of dentinal hypersensitivity. *The Journal of the American Dental Association*. 1996;127(2):191-201.
131. Reynolds E, Cain C, Webber E, Black C, Riley P, Johnson I, et al. Anticariogenicity of calcium phosphate complexes of tryptic casein phosphopeptides in the rat. *Journal of Dental Research*. 1995;74(6):1272-9.
132. Meisel H, FitzGerald R. Biofunctional peptides from milk proteins: mineral binding and cytomodulatory effects. *Current pharmaceutical design*. 2003;9(16):1289-96.
133. Geiger S, Matalon S, Blasbalg J, Tung M, Eichmiller F. The clinical effect of amorphous calcium phosphate (ACP) on root surface hypersensitivity. *Operative Dentistry-University of Washington*-. 2003;28(5):496-500.
134. Suge T, Kawasaki A, Ishikawa K, Matsuo T, Ebisu S. Comparison of the occluding ability of dentinal tubules with different morphology between calcium phosphate precipitation method and potassium oxalate treatment. *Dental materials journal*. 2005;24(4):522-9.
135. Azarpazhooh A, Limeback H. Clinical efficacy of casein derivatives: a systematic review of the literature. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139(7):915-24.
136. Kleinberg I. SensiStat. A new saliva-based composition for simple and effective treatment of dentinal sensitivity pain. *Dentistry today*. 2002;21(12):42-7.
137. Petrou I, Heu R, Stranick M, Lavender S, Zaidel L, Cummins D, et al. A breakthrough therapy for dentin hypersensitivity: how dental products containing 8% arginine and calcium carbonate work to deliver effective relief of sensitive teeth. *Journal of Clinical Dentistry*. 2009;20(1):23.
138. Cummins D. Dentin hypersensitivity: from diagnosis to a breakthrough therapy for everyday sensitivity relief. *Journal of Clinical Dentistry*. 2009;20(1):1.

139. Eyüboğlu GB. Dentin Hassasiyeti Tedavisinde Kullanılan Ajanların Sitotoksitesisi ve Rezin-Dentin Bağlanma Dayanımına Etkisi. Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2011;1-25..
140. Malferrari S. Desensitizing effects of Gluma and Gluma 2000 on hypersensitive dentin. American journal of dentistry. 1993;6(6):283-6.
141. Addy M, Mostafa P. Dentine hypersensitivity. I. Effects produced by the uptake in vitro of metal ions, fluoride and formaldehyde onto dentine. Journal of oral rehabilitation. 1988;15(6):575-85.
142. Kolker JL, Vargas MA, Armstrong SR, Dawson DV. Effect of desensitizing agents on dentin permeability and dentin tubule occlusion. Journal of Adhesive Dentistry. 2002;4:211-22.
143. Sailer I, Tettamanti S, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of dentin desensitizing and sealing on the shear bond strength of two universal resin cements. Journal of Adhesive Dentistry. 2010;12(5).
144. Ölmez A, Erdemli E. Dentin hassasiyeti ve tedavi yöntemleri. Acta Odontologica Turcica. 2003;20(3):65.
145. Wycoff S. Current treatment for dentinal hypersensitivity. In-office treatment. The Compendium of continuing education in dentistry. 1981(Suppl 3):S113-5.
146. Suge T, Kawasaki A, Ishikawa K, Matsuo T, Ebisu S. Ammonium hexafluorosilicate elicits calcium phosphate precipitation and shows continuous dentin tubule occlusion. dental materials. 2008;24(2):192-8.
147. Suge T, Kawasaki A, Ishikawa K, Matsuo T, Ebisu S. Effect of ammonium hexafluorosilicate on dentin tubule occlusion for the treatment of dentin hypersensitivity. American journal of dentistry. 2006;19(4):248-52.
148. Sachdeva S, Gupta R, Gupta G. Iontophoresis and dentistry. Journal of the Indian Dental Association. 2011;5(1):046.

149. Çınar Ç, Odabaş ME, Ulusu T. Fluorid iyontoforezin iki farklı adeziv sistemin mikroyerleşme bağlanma kuvveti üzerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*. 2012;29(2):73.
150. Duran I, Sengun A. The long-term effectiveness of five current desensitizing products on cervical dentine sensitivity. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(4):351-6.
151. Baysan A, Lynch E. Treatment of cervical sensitivity with a root sealant. *American journal of dentistry*. 2003;16(2):135-8.
152. Lone A, Finger W. Clinical evaluation of the role of glutardialdehyde in a one-bottle adhesive. *American journal of dentistry*. 2002;15(5):330-4.
153. Miglani S, Aggarwal V, Ahuja B. Dentin hypersensitivity: Recent trends in management. *Journal of Conservative Dentistry*. 2010;13(4):218.
154. Ermiş RB, Çelik EU. Üç Farklı Hassasiyet Giderici Ajanın Dentin Tübülleri Üzerine Etkisinin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi. *Süleyman Demirel Üniv. Diş Hek. Fak. Dergisi*, 2009;1(1):1-8.
155. Tilliss TS, Keating JG. Understanding and managing dentin hypersensitivity. *Journal of Dental Hygiene*. 2002;76(4).
156. Bozok Y. Amorf Kalsiyum Fosfat İçerikli Verniğin Dentin Hassasiyeti Üzerine Etkinliğinin Değerlendirilmesi. *Tez Çalışması*. 2010:31.
157. Sgolastra F, Petrucci A, Severino M, Gatto R, Monaco A. Lasers for the treatment of dentin hypersensitivity: a meta-analysis. *J Dent Res*. 2013;92(6):492-9.
158. Asnaashari M, Moeini M. Effectiveness of lasers in the treatment of dentin hypersensitivity. *J Lasers Med Sci*. 2013;4(1):1-7.
159. Uysal A, Güler Ç. Diş hekimliğinde lazer: bir literatür derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;2012(6).

160. Kumar S, Rupesh P, Daokar SG, Kalekar A, Ghunawat DB, Siddiqui S. Effect of Desensitising Laser Treatment on the Bond Strength of Full Metal Crowns: An In Vitro Comparative Study. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015;7(7):36.
161. Yilmaz HG, Bayindir H, Cengiz E, Berberoglu A. Dentin hassasiyeti ve tedavi yöntemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2012;15(1):71-82.
162. Ding M, Shin S-W, Kim M-S, Ryu J-J, Lee J-Y. The effect of a desensitizer and CO2 laser irradiation on bond performance between eroded dentin and resin composite. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014;6(3):165-70.
163. Dilber E ÇP, Akpınar YZ, Öztürk AN. The Effect of Different Dentin Hypersensitivity Treatments on the Shear Bond Strength Between Adhesive Composite Resin and Dentin. *Clinical Dentistry and Research*. 2014;38(1):11-20.
164. Kobayashi CA, Fujishima A, Miyazaki T, Kimura Y, Matsumoto K, Osada T, et al. Effect of Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of glass-ionomer luting cement to dentin surface. *Int J Prosthodont*. 2003;16(5):493-8.
165. Bachmann A, Ruzsat R. The KTP-(greenlight-) laser—principles and experiences. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*. 2007;16(1):5-10.
166. Tope WD, Kageyama N. “Hot” KTP-laser treatment of facial angiofibromata*. *Lasers in surgery and medicine*. 2001;29(1):78-81.
167. Gutknecht N, Moritz A, Dercks H, Lampert F. Treatment of hypersensitive teeth using neodymium: yttrium-aluminum-garnet lasers: a comparison of the use of various settings in an in vivo study. *Journal of clinical laser medicine & surgery*. 1997;15(4):171-4.
168. Nandakumar A, Iyer VH. In vitro Analysis Comparing Efficacy of Lasers and Desensitizing Agents on Dentin Tubule Occlusion: A Scanning Electron Microscope Study. *International Journal of Laser Dentistry*. 2014;4(1):1.
169. Kumar NG, Mehta D. Short-term assessment of the Nd: YAG laser with and without sodium fluoride varnish in the treatment of dentin hypersensitivity-a

- clinical and scanning electron microscopy study. *Journal of periodontology*. 2005;76(7):1140-7.
170. Altintas SH, Usumez A. Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2008;86(2):523-9.
171. Anusavice K. Phillips R. Phillips' science of dental materials 11th ed St Louis: Elsevier. 2003.
172. Craig RG PJ. Restorative Dental Materials. 11th ed St Louis Mosby. 2001.
173. RW P. Skinner's Science of Dental Materials. Philadelphia, WB. 1991;11th ed. Saunders Co.;505-32.
174. Anusavice K. Chemistry of synthetic resins. Phillip's Science of Dental Materials Philadelphia Saunders. 2003:211-35.
175. Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Schärer P. Six-year clinical results of leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays. *Acta Med Dent Helv*. 1998;3(8):137-46.
176. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry. Practice Fundamentals. *Implant Dentistry*. 1995;4(1):67-8.
177. Zaimoğlu A CG. Yapıştırma Simanları ve Simantasyon. Ankara Üniversitesi Basımevi. 2004a;24:239-70.
178. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2013.
179. Altintas SH, Usumez A. Evaluation of TEGDMA leaching from four resin cements by HPLC. *Eur J Dent*. 2012;6(3):255-62.
180. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73(6):515-24.
181. Kreulen C, Creugers N. [Resin-bonded fixed partial dentures]. *Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde*. 2013;120(2):103-11.

182. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *The Journal of the American Dental Association*. 2002;133(3):335-41.
183. Guiraldo RD, Consani S, Mastrofrancisco S, Consani RLX, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Influence of light curing unit and ceramic thickness on temperature rise during resin cement photo-activation. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 2008;49(4):173-8.
184. Gurdal P, Akdeniz BG, Hakan Sen B. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*. 2002;29(9):895-901.
185. Kim TH, Jivraj SA, Donovan TE. Selection of luting agents: part 2. methods. 2006;13:15-7.
186. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(2):453-71.
187. Chan K, Boyer D. Curing light-activated composite cement through porcelain. *Journal of dental research*. 1989;68(3):476-80.
188. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques: PMPH-USA; 2002.
189. Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H. Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(4):387-93.
190. Nathanson D, Banasr F. Color stability of resin cements--an in vitro study. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*. 2002;14(6):449-55; quiz 56.
191. Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30(10):1015-21.

192. Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2007;65(4):201-5.
193. Berrong JM, Weed RM, Schwartz IS. Color Stability of Selected Dual-Cure Composite Resin Cements. *Journal of Prosthodontics*. 1993;2(1):24-7.
194. GB. D. Kompozit rezin restorasyonlar. Öncü Basımevi, Ankara. 2000:21-39.
195. Can G EE, Aksu ML. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Yurtmim*. 2014:17-8.
196. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University of Washington*-. 2003;28(3):215-35.
197. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental Materials*. 2010;26(2):e11-e6.
198. Swift Jr EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International*. 1995;26(2).
199. Öztürk A, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2001;4(2):128-31.
200. Burrow M, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *Journal of dental research*. 1994;73(2):522-8.
201. 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(2):118-32.
202. Perdigão J, Lopes M. The effect of etching time on dentin demineralization. *Quintessence International*. 2001;32(1).
203. Pashley DH, Carvalho R. Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of dentistry*. 1997;25(5):355-72.

204. Oda M, Oliveria DC, Liberti EA. Morphological evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er: YAG and Nd: YAG lasers: comparative study using scanning microscopy. *Pesquisa Odontológica Brasileira*. 2001;15(4):283-9.
205. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*. 1982;16(3):265-73.
206. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental Materials*. 2003;19(7):575-83.
207. Barkmeier W, Hammesfahr P, Latta M. Bond strength of composite to enamel and dentin using Prime & Bond 2.1. *Operative dentistry*. 1999;24:51-6.
208. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *Journal of dental research*. 2004;83(5):420-4.
209. Aksu N. Farklı Yüzey İşlemi Uygulanmış Zirkonyum Oksit Esaslı Alt Yapıların Üst Yapı Porselenine Olan Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi. *Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*. 2015:33-35.
210. 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(4):247-57.
211. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(4):419-23.
212. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):349-55.

213. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of dental research*. 1995;74(9):1591-6.
214. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2008;17(1):9-13.
215. PC Guess AK, S Witkowski, M Wolkewitz, Y Zhang, JR Strub. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24:1556-67.
216. Shillingburg HH, S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publ Co. 1981;Chap 5(2nd ed.).
217. Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability: effects of crown preparation. *Int J Prosthodont*. 1991;4(3):219-25.
218. Külünk Ş, Saraç D, Saraç YŞ. Simanların Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımı Üzerinde Aşırı Duyarlılık Giderici Ajanların Etkisi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006;30(2):83-9.
219. Holland G, Narhi M, Addy M, Gangarosa L, Orchardson R. Guidelines for the design and conduct of clinical trials on dentine hypersensitivity. *Journal of clinical periodontology*. 1997;24(11):808-13.
220. Soeno K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(12):1122-8.
221. Seara S, Erthal B, Ribeiro M, Kroll L, Pereira G. The influence of a dentin desensitizer on the microtensile bond strength of two bonding systems. *Operative dentistry*. 2002;27(2):154-60.
222. Swift EJ, Lloyd AH, Felton DA. The effect of resin desensitizing agents on crown retention. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128(2):195-200.

223. Chang H-H, Guo M-K, Kasten FH, Chang M-C, Huang G-F, Wang Y-L, et al. Stimulation of glutathione depletion, ROS production and cell cycle arrest of dental pulp cells and gingival epithelial cells by HEMA. *Biomaterials*. 2005;26(7):745-53.
224. Lodha E, Hamba H, Nakashima S, Sadr A, Nikaido T, Tagami J. Effect of different desensitizers on inhibition of bovine dentin demineralization: micro-computed tomography assessment. *European journal of oral sciences*. 2014;122(6):404-10.
225. Thanatvarakorn O, Nakashima S, Sadr A, Prasansuttiporn T, Thitthaweerat S, Tagami J. Effect of a calcium-phosphate based desensitizer on dentin surface characteristics. *Dental materials journal*. 2013;32(4):615-21.
226. Thanatvarakorn O, Nakashima S, Sadr A, Prasansuttiporn T, Ikeda M, Tagami J. In vitro evaluation of dentinal hydraulic conductance and tubule sealing by a novel calcium-phosphate desensitizer. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2013;101(2):303-9.
227. Chow L. Next generation calcium phosphate-based biomaterials. *Dental materials journal*. 2009;28(1):1.
228. Zorba YO, Erdemir A, Ercan E, Eldeniz AU, Kalaycioğlu B, Ulker M. The effects of three different desensitizing agents on the shear bond strength of composite resin bonding agents. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2010;3(5):399-404.
229. de Oliveira da Rosa WL, Lund RG, Piva E, da Silva AF. The effectiveness of current dentin desensitizing agents used to treat dental hypersensitivity: A systematic review. *Quintessence International*. 2013;44(7).
230. Christensen GJ. Solving the frustrations of crown cementation. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2002;133(8):1121-2.
231. Yim NH, Rueggeberg FA, Caughman WF, Gardner FM, Pashley DH. Effect of dentin desensitizers and cementing agents on retention of full crowns using

- standardized crown preparations. The Journal of prosthetic dentistry. 2000;83(4):459-65.
232. Mausner IK, Goldstein GR, Georgescu M. Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. The Journal of prosthetic dentistry. 1996;75(2):129-34.
233. Pashley E, Tao L, Pashley DH. Effects of oxalate on dentin bonding. American journal of dentistry. 1993;6(3):116-8.
234. Bekes K, Schmelz M, Schaller HG, Gernhardt CR. The influence of application of different desensitisers on root dentine demineralisation in situ. International dental journal. 2009;59(3):121-6.
235. Wolfart S, Linnemann J, Kern M. Crown retention with use of different sealing systems on prepared dentine. Journal of oral rehabilitation. 2003;30(11):1053-61.
236. Silva RATd, Coutinho M, Cardozo PI, Silva LAd, Zorzatto JR. Conventional dual-cure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity. Journal of Applied Oral Science. 2011;19(4):355-62.
237. Acar O, Tuncer D, Yuzugullu B, Celik C. The effect of dentin desensitizers and Nd: YAG laser pre-treatment on microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to dentin. The journal of advanced prosthodontics. 2014;6(2):88-95.
238. Donmez N, Belli S, Pashley D, Tay F. Ultrastructural correlates of in vivo/in vitro bond degradation in self-etch adhesives. Journal of dental research. 2005;84(4):355-9.
239. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? International dental journal. 1993;43(5):492-8.
240. Standardization IOf. Dental Materials: Testing of Adhesion to Tooth Structure: International Organization for Standardization; 2003.
241. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. Quintessence International. 1997;28(11).

242. Tagami J, Nakajima M, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Effect of aging on dentin bonding. *American journal of dentistry*. 1993;6(3):145-7.
243. Yazici A, Celik C, Özgünaltay G, Dayangaç B. Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Operative dentistry*. 2007;32(2):166-72.
244. Sevimay M, Ozyesil A, Uludamar A. Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with different desensitizers. *SU Dishek Fak Derg*. 2009;18:154-60.
245. Rar A, Masudi S, Wzw MN. Effect of desensitizing agent on shear bond strength of an adhesive system. *Archives of Orofacial Sciences*. 2007;2:32-5.
246. Garcia RN, Giannini M, Takagaki T, Sato T, Matsui N, Nikaido T, et al. Effect of dentin desensitizers on resin cement bond strengths. *South Brazilian Dentistry Journal*. 2015;1(12):14-22.
247. Lacy AM, Young D. Modern concepts and materials for the pediatric dentist. *Pediatric dentistry*. 1995;18(7):469-78.
248. Tamura Y, Tsubota K, Otsuka E, Endo H, Takubo C, Miyazaki M, et al. Dentin bonding: Influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength. *Dental materials journal*. 2011;30(2):206-11.
249. 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(4):236-40.
250. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*. 1995;11(2):117-25.
251. 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(6):394-8.
252. Hara A, Pimenta L, Rodrigues A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*. 2001;17(2):165-9.
253. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research*. 1997;76(6):1298-307.

254. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2003.
255. Sailer I, Oendra AEH, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effects of desensitizing resin, resin sealing, and provisional cement on the bond strength of dentin luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(4):252-60.
256. Saraç D, Külünk S, Saraç YS, Karakas Ö. Effect of fluoride-containing desensitizing agents on the bond strength of resin-based cements to dentin. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17(5):495-500.
257. Türkkahraman H, Adanir N. Effects of potassium nitrate and oxalate desensitizer agents on shear bond strengths of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2007;77(6):1096-100.
258. Makkar S, Goyal M, Kaushal A, Hegde V. Effect of desensitizing treatments on bond strength of resin composites to dentin—an in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2014;17(5):458.
259. Dünder M, Çal E, Gökçe B, Türkün M, Özcan M. Influence of fluoride-or triclosan-based desensitizing agents on adhesion of resin cements to dentin. *Clinical oral investigations*. 2010;14(5):579-86.
260. Zortuk M, Kılıç K, Bolpaça P, Akdoğan G, Kesim B. Üç farklı rezin esaslı simanla dentine simante edilen vita celay alümina seramik disklerin makaslama bağlanma dirençleri. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;17:93-7.
261. Dunder A, Yavuz T, Orucoglu H, Daneshmehr L, Yalcin M, Sengun A. Evaluation of the permeability of five desensitizing agents using computerized fluid filtration. *Nigerian journal of clinical practice*. 2015;18(5):601-6.
262. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):356-62.

10. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı	: Mehmet UĞUR
Uyruğu	: T.C.
Doğum tarihi ve yeri	: 05.07.1988 Niksar
Medeni Hali	: Evli
E-Posta	: dt.mehmugur@gmail.com
Faks	: 0 462 325 30 17
Telefon	: 0 462 377 47 79
Yazışma Adresi	: K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kampüs, Trabzon

EĞİTİM BİLGİLERİ

<u>Derece</u>	<u>Mezun Olduğu Kurumun Adı</u>	<u>Mezuniyet Yılı</u>
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara	2012
Lise	Niksar Danişmend Gazi Lisesi, Tokat	2006
İlkokul	Gürçeşme İlköğretim Okulu, Tokat	2002

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

<u>Görevi</u>	<u>Kurum</u>	<u>Süre (Yıl-Yıl)</u>
Uzmanlık Öğrencisi	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Trabzon	2012 - 2016
Araştırma Görevlisi	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Trabzon	2012 - 2016

YABANCI DİL

İngilizce, 55.00 ÜDS

UZMANLIK ALANI

Protetik Diş Tedavisi