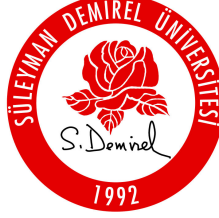


T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**DENTİN HASSASİYET GİDERİCİ AJANLARIN
TAM SERAMİKLERİN DENTİNE BAĞLANMA
DİRENCİNE OLAN ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

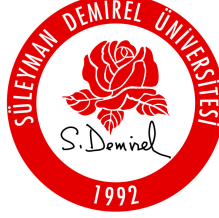
FATİH ŞENTUT

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. M. ÜSTÜN GÜLDAĞ**

Tez No: 10
2007-İSPARTA

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



DENTİN HASSASİYET GİDERİCİ AJANLARIN TAM SERAMİKLERİN DENTİNE BAĞLANMA DİRENCİNE OLAN ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

FATİH ŞENTUT

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. M. ÜSTÜN GÜLDAĞ

Bu tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi
tarafından 1188-D-05 Proje numarası ile desteklenmiştir.

Tez No: 10
2007-İSPARTA

KABUL VE ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;
Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı** çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşığıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 27/12/2007

Tez Danışmanı: Prof Dr. M. Üstün GÜLDAĞ
Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye: : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU
Atatürk Üniversitesi

Üye: : Prof. Dr. M. Şenol TÜZÜM
Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye: : Prof. Dr. Zühal KIRZIOĞLU
Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye: : Yard. Doç. Dr. Erdal EROĞLU
Süleyman Demirel Üniversitesi

ONAY: Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri tarafından uygun görölmüş ve kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Halis KÖYLÜ
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Diş Hekimliği Fakültesi'ne girdiğim ilk günden beri uzman hekim olma hayalime doktora eğitimimi tamamlayarak ulaşmanın gururunu ve mutluluğunu yaşıyorum.

Doktora eğitimim boyunca hoşgörüsünü ve yardımlarını esirgemeyen, tez çalışmam boyunca bilimsel katkılarıyla yol gösteren, mesleki bilgi ve becerilerime ulaşmamda pay sahibi olan, olgun ve yapıcı tavrıyla desteğini her daim hissettiğim ve en önemlisi bana doktora eğitimi yapma şansı sağlayarak hayallerimi gerçekleştirmemi sağlayan sevgili hocam Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ'a,

Tez çalışmamda olumlu katkı ve eleştirilerle bana yön veren Doktora Tez İzleme Komitesi Üyeleri sayın hocalarım Prof. Dr. M. Şenol TÜZÜM ve Prof. Dr. Zuhâl KIRZIOĞLU'na,

Tez çalışmamın planlanmasında, deney aşamaların gerçekleştirilmesinde, istatistiksel analizlerin yapılmasında ve tüm tez çalışmam sırasında kendisinin sahip olduğu bütün imkânları bana açan ve en kısıtlı zamanında bile bana vakit ayıran bölüm hocalarımdan Yard. Doç. Dr. Genker Küçükeşmen'e,

Klinik ve bilimsel tecrübeler kazanmamda katkıları olan, tez çalışmam sırasında bilgilerini ve desteklerini hiç esirgemeyen bölüm hocalarım Yard. Doç. Dr. Süha Türkaslan ve Yard. Doç. Dr. Erdal Eroğlu'na,

Kimi zaman zorlu geçen doktora eğitimim boyunca üzüntülerimizi ve mutluluklarımızı paylaştığımız, karşılıklı anlayış içerisinde hep birlikte huzur ve mutluluk içerisinde çalıştığım, sevgi ve saygılarıyla bana destek olan adlarını tek tek sayamadığım bölümümüzdeki bütün asistan arkadaşlarıma,

Tez projemi maddi olarak destekleyerek bana imkan sağlayan S.D.Ü. Bilimsel Arştırma Projeleri Yönetim Birim'ne,

Beni en iyi şekilde büyütüp yetiştiren, verdiğim kararlarda her daim bana destek olup bugünlere gelmemi sağlayan ve karşılık beklemeksizin sonsuz sevgileriyle beni kuşatan annem ve babamla birlikte en az onlar kadar emeği ve katkısı olan manevi babalarım ağabeylerim, anne yarısı ablam ve kader ortağım ikiz kardeşime,

Her türlü sıkıntıda beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan, desteğiyle bana güç veren, mutlu geleceğimizi beraber kuracağım, desteğim, yarınlarımla, hayat arkadaşım, sevgili fedakâr eşim Dr. Dt. Tuba Şentut'a

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım...

Doktora tezimi; hayatımda tarzını ve çizgisini örnek aldığım, vatani görevini yaparken 17 Ağustos 1999 Gölçük depreminde hayatını kaybeden ağabeyim

Opr. Dr. Abdulkadir Turan Şentut'un

anısına ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

| | Sayfa |
|--|-------|
| Kabul ve Onay | i |
| Önsöz | ii |
| İçindekiler | iii |
| Simgeler ve Kısaltmalar | vii |
| Şekiller | x |
| Tablolar | xii |
| | |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİ | 3 |
| 2.1. Dentin | 3 |
| 2.1.1. Pulpa-Dentin Kompleksinin Yapısı | 3 |
| 2.1.2. Dentinin Yapısı | 4 |
| 2.1.3. Dentinin İnnervasyonu | 7 |
| 2.2. Dentin Hassasiyeti | 9 |
| 2.2.1. Dentin Hassasiyetinin Tanımı | 9 |
| 2.2.2. Dentin Hassasiyetinin Mekanizmaları | 12 |
| 2.2.2.1. Odontoblast Reseptör Teorisi | 13 |
| 2.2.2.2. Doğrudan Sinir Sonlanması Teorisi | 14 |
| 2.2.2.3. Hidrodinamik Teori | 14 |
| 2.2.3. Dentin Hassasiyetinin Etiyolojisi ve İlişkili Faktörler | 15 |
| 2.2.4. Dentin Hassasiyetinin Prevalansı | 19 |
| 2.2.5. Dentin Hassasiyetinin Ayırt Edici Tanısı | 22 |
| 2.2.6. Doğal Hassasiyet Giderme Mekanizması | 22 |
| 2.2.7. Dentin Hassasiyetinin Tedavisi | 24 |
| 2.2.7.1. Dentin Hassasiyetinin Tedavi Alternatifleri | 24 |
| 2.2.7.2. Dentin Hassasiyetinde Kullanılan Tedavi Ajanları | 27 |
| 2.2.7.2.1. Potasyum Nitrat | 27 |

| | |
|--|----|
| 2.2.7.2.2. Kortikosteroidler | 29 |
| 2.2.7.2.3. Kalsiyum Bileşikleri | 29 |
| 2.2.7.2.3.1. Kalsiyum Hidroksit | 29 |
| 2.2.7.2.3.2. Kalsiyum Fosfat | 30 |
| 2.2.7.2.4. Oksalat Bileşikleri | 30 |
| 2.2.7.2.4.1. Potasyum Oksalat | 30 |
| 2.2.7.2.4.2. Ferrik Oksalat | 31 |
| 2.2.7.2.5. Florid Bileşikleri | 32 |
| 2.2.7.2.5.1. Sodyum Florid | 32 |
| 2.2.7.2.5.2. Kalay Florid | 32 |
| 2.2.7.2.6. Stronsiyum Klorid | 33 |
| 2.2.7.2.7. Gluteraldehit ve Formaldehit | 33 |
| 2.2.7.2.8. Gümüş Nitrat | 34 |
| 2.2.7.2.9. Rezinler | 34 |
| 2.2.7.2.10. Florid İyontoforezi | 36 |
| 2.2.7.2.11. Lazerler | 36 |
| 2.3. Tam Seramik Restorasyonlar | 37 |
| 2.3.1. Tam Seramiklerin Gelişimi | 37 |
| 2.3.2. Tam Seramiklerin Sınıflaması | 38 |
| 2.3.3. IPS Empress 2 Tam Seramik Sistemi | 40 |
| 2.3.4. Tam Seramik Kron Köprü Restorasyonlarında Diş Preparasyonu | 43 |
| 2.3.4.1. Diş Preparasyonu Sonrasında Pulpal Yaralanma ve Ağrı Oluşturabilecek Faktörler | 43 |
| 2.4. Bağlantı(Adezyon) | 45 |
| 2.4.1. Bağlantının Tanımı | 45 |
| 2.4.2. Dentin Dokusuna Bağlantı | 46 |
| 2.4.3. Dentin Bağlayıcı Ajanların Sınıflandırılması | 48 |
| 2.4.3.1. I. Nesil Bağlayıcı Ajanlar | 49 |
| 2.4.3.2. II. Nesil Bağlayıcı Ajanlar | 49 |
| 2.4.3.3. III. Nesil Bağlayıcı Ajanlar | 49 |
| 2.4.3.4. IV. Nesil Bağlayıcı Ajanlar | 49 |

| | |
|--|----|
| 2.4.3.5. V. Nesil Bağlayıcı Ajanlar | 50 |
| 2.4.3.6. VI. Nesil Bağlayıcı Ajanlar | 51 |
| 2.4.3.7. VII. Nesil Bağlayıcı Ajanlar | 51 |
| 2.4.4. Seramik – Resin Siman Bağlantısı | 51 |
| 2.5. Kompozit Resin Yapıştırma Simanları | 53 |
| 2.6. Dentin Hassasiyet Giderici Ajanların Restorasyon Bağlantı Direncine Etkileri | 55 |
| 2.7. Bağlantı Direnci Testleri | 59 |
| 2.8. Isı Banyosu İşlemi | 60 |
| 3. MATERYAL VE METOT | 61 |
| 3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması | 61 |
| 3.2. Tam Seramik Deney Bloklarının Hazırlanması | 62 |
| 3.3. Dişlerin ve Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması | 65 |
| 3.4. Tam Seramik Deney Bloklarının Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması | 68 |
| 3.5. Dentin Hassasiyet Giderici Ajan Uygulamaları ve Simantasyon İşlemleri | 69 |
| 3.5.1. Grup 1: RelyX ARC Kontrol Grubu | 71 |
| 3.5.2. Grup 2: RelyX ARC + Gluma Grubu | 74 |
| 3.5.3. Grup 3: RelyX ARC + BisBlock Grubu | 74 |
| 3.5.4. Grup 4: RelyX ARC + Pulpdent Grubu | 75 |
| 3.5.5. Grup 5: RelyX ARC + Aqua-Prep F Grubu | 75 |
| 3.5.6. Grup 6: Choice Kontrol Grubu | 76 |
| 3.5.7. Grup 7: Choice + Gluma Grubu | 78 |
| 3.5.8. Grup 8: Choice + BisBlock Grubu | 78 |
| 3.5.9. Grup 9: Choice + Pulpdent Grubu | 79 |
| 3.5.10. Grup 10: Choice + Aqua-Prep F Grubu | 79 |
| 3.6. Isı Banyosu İşlemi | 80 |
| 3.7. Makaslama Bağlantı Direnci Testi | 81 |
| 3.8. İstatistiksel Analizler | 83 |
| 4. BULGULAR | 84 |
| 5. TARTIŞMA VE SONUÇ | 93 |

| | |
|-----------|-----|
| ÖZET | 111 |
| SUMMARY | 112 |
| KAYNAKLAR | 113 |

SİMGELER VE KISALTMALAR

| | |
|--|--|
| ABD | : Amerika Birleşik Devletleri |
| ADA | : Amerikan Diş Hekimleri Birliği |
| AgNO ₃ | : Gümüş nitrat |
| Al ₂ O ₃ | : Alüminyum oksit |
| Ark. | : Arkadaşları |
| A ^o | : Angstron |
| B | : Hazırlık sıcaklığı |
| BİS-GMA | : Bis-fenol-a-diglisidimetakrilat |
| C ₅ H ₈ O ₂ | : Gluteraldehit |
| Ca(OH) ₂ | : Kalsiyum hidroksit |
| Ca ₃ (PO ₄) ₂ | : Kalsiyum fosfat |
| CAD-CAM | : Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli imalat |
| CGRP | : Kalsitonin gen ilişkili peptit |
| CH ₂ O | : Formaldehit |
| CO ₂ | : Karbon dioksit |
| DHG | : Dentin hassasiyet giderici ajanlar |
| dk | : Dakika |
| EDTA | : Etilendiamin tetraasetik asit |
| Er:YAG | : Erbiyum-yttriyum alüminyum garnet |
| Fe ₂ (C ₂ O ₄) ₃ .5H ₂ O | : Ferrik oksalat |
| g/cm ³ | : Santimetreküp başına düşen gram |
| GaAlAs | : Galyum Alüminyum Arsenik |
| H | : Basınç sıcaklığında bekletme süresi |
| He-He | : Helyum-Helyum |
| HEMA | : Hidroksietil metakrilat |
| HF | : Hidroflorik asit |
| ISO | : Uluslararası standardizasyon organizasyonu |
| K ₂ C ₂ O ₄ .H ₂ O | : Potasyum oksalat |
| K ₂ O | : Potasyum oksit |

| | |
|---|---|
| KNO ₃ | : Potasyum nitrat |
| La ₂ O ₃ | : Lantan oksit |
| Li ₂ O | : Lityum oksit |
| Li ₂ O ₂ SiO ₂ | : Lityum disilikat |
| Li ₃ PO ₄ | : Lityum ortofosfat |
| Maks | : Maksimum |
| MgO | : Magnezyum oksit |
| Min | : Minimum |
| mm | : Milimetre |
| mm/sn | : Saniye başına düşen milimetre |
| mm ² | : Milimetre kare |
| mmHg | : Milimetreciva |
| MPa | : Megapaskal (birim alana düşen kuvvet) |
| mw/cm ² | : Santimetrekare başına düşen miliwatt |
| N | : İlave basınçlama süresi |
| n | : Örnek sayısı |
| NaF | : Sodyum florid |
| Nd:YG | : Neodimiyum-yttriyum alüminyum garnet |
| NPG-GMA | : N-Fenilglisilin Glisid metakrilat |
| Nt | : Newton |
| °C | : Santigrat derece |
| °C/dk | : Dakika başına düşen santigrat derece |
| Ort | : Ortalama |
| P | : Uygulanan basınç |
| P ₂ O ₅ | : Fosfor penta oksit |
| pH | : Çözeltinin asitlik-bazlık derecesini gösteren birim |
| SEM | : Taramalı elektron mikroskobu |
| SiO ₂ | : Silisyum oksit |
| sn | : Saniye |
| SnF ₂ | : Kalay florid |
| SrCl ₂ | : Stronsiyum klorid |
| Std | : Standart |

| | |
|------------------|---------------------------------|
| T | : Basınç sıcaklığı |
| t | : Sıcaklığın yükselme hızı |
| TEGDMA | : Trietilen glikol dimetakrilat |
| UDMA | : Üretan dimetakrilat |
| V1 | : Vakumun başladığı sıcaklık |
| V2 | : Vakumun bittiği sıcaklık |
| VAS | : Görsel analog skalası |
| χ^2 | : Ki-kare |
| ZrO ₂ | : Zirkonyum oksit |
| μm | : Mikrometre |

ŞEKİLLER

| | <u>Sayfa</u> |
|---|---------------------|
| Şekil 1. IPS Empress 2 tam seramik materyali | 62 |
| Şekil 2. IPS Empress Ivoclar EP 500 porselen fırını | 63 |
| Şekil 3. Tam seramik deney blokları | 64 |
| Şekil 4. Kesim derinliği rehber çukurlarının görüntüsü | 65 |
| Şekil 5. Beş dişin ikiye kesilmesiyle elde edilen bir bağlantı deney grubu | 66 |
| Şekil 6. Otopolimerizan akrilik blok içerisine gömülmüş diş | 67 |
| Şekil 7. Yer düzlemine dik düz yüzeyel dentin yüzeyine sahip bağlantı örneği | 68 |
| Şekil 8. 4mm deliğe sahip polietilen şeffaf matris bandı ile bağlantı alanının sınırlandırılması | 68 |
| Şekil 9. RelyX ARC siman ile yapıştırılan deney örneğinin simantasyon aşamaları | 73 |
| Şekil 10. Choice siman ile yapıştırılan deney örneğinin simantasyon aşamaları | 77 |
| Şekil 11. Simantasyon işlemleri tamamlanmış gruplar halindeki bütün deney örnekleri | 80 |
| Şekil 12. Isı banyosu aleti | 81 |
| Şekil 13. Universal test aleti ve bağlantı deney örneğine kuvvet uygulanması | 82 |
| Şekil 14. Bağlantı direnci değerlerinin homojenite grafiği | 86 |
| Şekil 15. IPS Empress 2 tam seramik blokların dentine RelyX ARC ve Choice rezin simanlar; Gluma, BisBlock, Pulpdent ve Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajanlar kullanılarak yapıştırılmasıyla elde edilen makaslama bağlantı dirençlerinin Mpa değerlerinin ortalamaları | 89 |

| | |
|--|----|
| Şekil 16. Adeziv tip başarısızlık görüntüsü | 91 |
| Şekil 17. Koheziv tip başarısızlık görüntüsü | 91 |
| Şekil 18. Karışık tip başarısızlık görüntüsü | 92 |

TABLolar

| | <u>Sayfa</u> |
|--|---------------------|
| Tablo 1. Dentin hassasiyetinin prevalansı ile ilgili yapılan epidemiyolojik çalışmalar | 21 |
| Tablo 2. Dentin hassasiyetinin tedavisinde kullanılan tedavi alternatifleri | 25 |
| Tablo 3. Pulpal yaralanmaya veya ağrıya neden olan faktörler | 44 |
| Tablo 4. Bağlayıcı ajanların sınıflandırılması | 48 |
| Tablo 5. IPS Empress 2 tam seramik sisteminin fırınlama işlemi parametreleri | 64 |
| Tablo 6. Çalışmada kullanılan dual sertleşen siman sistemleri ve içerisindeki bağlayıcı ajan, silan bağlayıcı ajan ve asitin özellikleri | 70 |
| Tablo 7. Çalışmada kullanılan dentin hassasiyet giderici ajanların özellikleri | 71 |
| Tablo 8. Makaslama bağlantı direnci değerleri | 85 |
| Tablo 9. Değerlerin homojenite ve varyans analizlerinin istatistik tablosu | 86 |
| Tablo 10. RelyX ARC siman ile yapıştırılan grupların Tukey testiyle karşılaştırma sonuçları | 87 |
| Tablo 11. Deney gruplarındaki başarısızlık tiplerinin gruplara göre dağılımı ve X^2 (Ki-Kare) test sonuçları | 90 |

1. GİRİŞ

Günümüzde bireylerin dental restorasyonlardan estetik beklentileri oldukça yüksektir. İçerisinde metal alt yapı bulunmaması, yapısı gereği ışığı geçirerek bir bölümünü yansıtması, her türlü renk ve şekil illüzyonunu sağlaması nedeniyle tam seramikler protetik diş tedavisi alanındaki en gelişmiş estetik restorasyonlardır.

Tam seramik sistemlerde, son yıllarda meydana gelen gelişmeler, metal destekli seramiklerle karşılaştırılabilir derecede yüksek kırılma direncine sahip olmalarını sağlamıştır (1). Tam seramiklerin dirençleri arttıkça, ağız içi uygulama alanları da artmıştır.

IPS Empress 2; kron, inley, onley, laminate veneer ve ikinci küçük azı eksikliğine kadar arka bölgede dahi tek diş eksikliğinde köprü yapımında kullanılabilen, estetik özellikleri gelişmiş olan tam seramik sistemlerinden biridir (2).

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin simanlar, üstün mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı sıklıkla kullanılır. Dual sertleşen rezin simanlar ise özellikle ışığın ulaşamadığı kalın restorasyonlarda tercih edilir (3).

Tam seramik restorasyonların klinik başarısızlığındaki iki ana neden, kırılma ve bağlantı yetersizliğidir. Uzun dönem başarısında ise simantasyon prosedürleri önemli rol oynar (4,5).

Tam seramik kron için diş kesimi yapıldığında milyonlarca dentin tübülü ağız ortamına açık hale gelir. Açık dentin tübüllerindeki dentin sıvısı hareketi, dentin hassasiyetinin oluşmasını sağlar (6). Özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonu sırasında diş yüzeyinin asitlenmesi ve uygulanan rezin simanın etkileri sonucunda hastalarda simantasyon sonrası hassasiyet görülmektedir (7). Postoperatif hassasiyet, sabit protezlerin simantasyonu sonrasında ilk birkaç hafta hastayı rahatsız eden en yaygın sorunlardan birisidir (8). Bu hassasiyeti en aza indirmek için prepare edilmiş dentin yüzeylerinin bağlayıcı ajanlarla çok iyi örtülmeleri veya ek olarak dentin hassasiyet gidericilerin kullanılmaları önerilmektedir (7).

Dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılan birçok değişik içeriğe sahip ajan vardır. Bu ajanların bağlantı direncine etkileri kısmen araştırılmıştır. Ancak tam seramik bağlantısını hangi yönde etkiledikleri hakkında yeterli çalışma yoktur.

Bu çalışmanın amacı, 4 farklı içerikteki dentin hassasiyet giderici ajanın, tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılacak, 2 farklı dual sertleşen rezin simanın dişin yüzeyel dentin tabakasına bağlantı direncine etkisinin araştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİ

2.1. Dentin

2.1.1 Pulpa-Dentin Kompleksinin Yapısı

Pulpa ve dentinin fonksiyonel olarak birlikte çalıştıklarını ve bir doku olarak birbirlerine bağlı olduklarını gösteren birçok kanıt vardır. Mine veya sement gibi dentin yüzeyini dış taraftan örten dokular herhangi bir nedenle kaybedildiğinde iki dokunun normal katmanları fonksiyonel olarak devam eden bir yapı haline gelirler. Bunun gibi patolojik durumlar altında pulpaya bakan dentin yüzeyleri sıvı ile dolu bir devamlılık hali alırlar. Bu sıvı dolu ortam bakterilerin dentini geçerek pulpada reaksiyonlar oluşturmalarına neden olur (9,10). Kısa dönemde pulpa bu kimyasal uyarılara karşı makro moleküllerin ve dentin sıvısının dışarı doğru hareketine neden olan şiddetli bir inflamatuvar cevap verir (11-13). Uzun dönemde pulpal dokular pulpa-dentin kompleksinin geçirgenliğini azaltmak üzere biyolojik cevap olarak tersiyer dentin üretir. İn vivo radyoaktif izotop deneyleri ağız ortamına açılmış dentinde, dentin sıvısı-pulpa sıvısı devamlılığını ve pulpa içi sıvılardaki dış kaynaklı materyallerin temizlenmesinde pulpa kan akımının önemli olduğunu göstermiştir (14). Bundan dolayı pulpa dentin kompleksi bütünleşmiş bir yapı olarak fonksiyon görmektedir (15,16).

2.1.2. Dentinin Yapısı

Diş dokusunun büyük bir kısmını kaplayan dentin, sarımsı beyaz renkte, ışığı yarı geçirgen özelliğe sahiptir. Kompakt kemikten daha sert olan dentin yapısı, gelişme ve kimyasal yapı bakımından kemiği andırır. Sert ve kırılğan olan minenin aksine hafif deformasyonlara karşı koyabilir ve çok elastiktir. Dentin kütlesinin kimyasal kompozisyonunun ağırlık olarak % 70 mineraller, % 20 organik materyaller ve % 10 sudan oluştuğu bildirilmektedir (17). Dentinin 2.05-2.30 g/cm³ arasında değişen yüksek yoğunluğuna bağlı olarak, ağırlık yüzdesi hacim yüzdesinden çok daha fazladır (18). Organik kısmın % 92'si kollajendir ve ana maddesi mukopolisakkarittir. Kalanını ise nonkollajenöz protein büyüme faktörleri ve proteoglikanlar oluşturmaktadır. İnorganik kısmın büyük bir bölümü ise hidroksiapatit kristallerinden meydana gelmiştir. Dentinin su içeriği lokalizasyonla birlikte değişmekle beraber, su içeriğinin % 8-16 arasında olduğu rapor edilmektedir (17). Dentin dokusu ektomezenşimden gelişen odontoblast hücreleri tarafından yapılır.

İnorganik Bileşenler: Dentinin yapısında kalsiyum fosfat ve kalsiyum hidroksit bileşimindeki hidroksiapatit bulunur. Dentindeki hidroksiapatit kristalleri minedekinden daha küçük yapıdadır (18). Böylelikle dentin dokusunda hacimce daha çok total yüzey alanı işgal ederler. Bunun sonucu olarak da asitte daha çabuk erirler ve dentin çürüğü minedekine oranla daha hızlı ilerler. Diğer büyük inorganik bileşenler arasında karbonat, magnezyum, potasyum, demir, çinko ve kurşun vardır (19,20).

Organik Yapı: Jel özelliğinde bir madde ve içinde bulunan lifsi bir protein olan kollajenden ibarettir. Kollajen fibriller 0.05-0.20 µm çapındadır ve 640 Å aralıklarla tekrarlanan periyodik enine çizgilenmeler gösterirler (21). Bu durum organik matriksin kireçlenebilir özellikte olmasını sağlar. Kollajen lifler birbirleriyle çok sıkı temasta olup demetler yaparlar (17).

Histolojik Yapı: Dentin dokusunun yapı elemanları; dentin kanalları, dentin dokusunu oluşturan odontoblast hücreleri ve bunların uzantıları olan Tomes lifleri intertübüler dentindir. Dentin kanalları bir "S" harfi çizercesine

dalgalanarak uzanırlar (16). Dişin gelişiminde primer dentin, sekonder dentin ve tersiyer dentin olmak üzere 3 tip dentin vardır. Dişin sürmesinden önce oluşturulan orijinal tübüler dentin primer dentindir. Primer dentinin dış tabakası manto dentin olarak adlandırılır ve merkezden uzaktaki dentine göre ortalama % 4 daha az mineralizedir. Manto dentin yeni farklılaşmış odontoblastlar tarafından ilk oluşturulan dentin tabakası olup, yaklaşık olarak 150 µm genişliğindedir. Bu hücreler tam olarak farklılaşmamış olabilirler yada ideal mineralizasyondan daha az mineralizasyona neden olacak şekilde daha kısa odontoblast uzantılarına sahip olabilirler (22). Sekonder dentin primer dentin gibi pulpa çevresindeki dentindir, fakat sekonder dentin kök oluşumunun tamamlanmasından sonra oluşturulmaktadır. 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. Yıllar boyunca, 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 (17). İrritasyon dentini, irregüler sekonder dentin, reaksiyonel dentin, tamir dentini yada koruyucu dentin olarak da bilinen üçüncü tip dentin tersiyer dentindir ve bu tip dentin travma yada iritasyondan etkilenmiş dentinde görülür (23). Pulpa boynuzlarında, kesilmiş dişlerde, açık kolelerde, dentin kanallarının pulpaya bakan uçları tarafında tamir dentini oluşur (21).

Dişin koronal kısmındaki dentin tübülleri mineden pulpaya uzanır ve 2.5-3.5 mm uzunluğundadır. Her bir dentin tübülü en geniş boyutu pulpada, en küçük boyutu mine-dentin birleşiminde olan ters çevrilmiş koni gibidir. Gençlerde dentin kanalları pulpa odası yakınlarında 3-4 µm çapında iken mine-dentin sınırında bu çap 2 µm'ye kadar düşmektedir. Dentin kanallarının mine-dentin sınırında veya sement yakınında mm² deki sayısı 70.000–90.000 arasında iken pulpaya yakın bölgelerde 30.000–75.000 olarak değişmektedir (24-27).

Dentin kanalları mine-dentin sınırında birkaç dala ayrılmakta ve adeta bir mine altı pleksusu meydana getirmektedirler. Ancak kanalların dallanması

sadece uç kısmında olmayıp bütün dentin kitlesi içinde görülmektedir. Kanallar devamlı olarak diğer kanallara açılan yan dallar vermektedir.

Dentin kanallarının içini, gövdesi pulpanın çeperlerine sıralanmış olan odontoblast hücrelerine ait bir uzantı doldurur. Bu uzantılar dentin tübüllerinin toplam uzunluklarının ortalama % 25-30'una kadar ilerlemektedir (28). Genellikle Tomes lifleri olarak adlandırılan bu odontoblast uzantıları 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. Kimyasal, bakteriyel, fiziksel, ısısal ve travmatik uyarılar dentin kanalları vasıtasıyla pulpaya iletilirler. Kanallara dik alınan bir kesitte odontoblast uzantısı etrafında görülen, ışığı iyi geçiren ve bütün kanalı bir kılıf gibi kaplayan dentin parçasına "peritübüler dentin" adı verilir. Yine aynı kesitte peritübüler dentin halkacıkları arasında kalan ve daha az kireçli kısma da "intertübüler dentin" adı verilir (21). Dentinin esas yapısı intertübüler dentinden meydana gelmiştir. İntertübüler dentinde kollajen fibrillerden oluşan demetler görülür.

Peritübüler dentin, pulpayı çevreleyen koronal dentinin ana kısmını oluşturur (22). Peritübüler dentin genç bireylerde dentin kanalını bir kılıf gibi sardığı halde yaş ilerledikçe kalınlaşır. Peritübüler dentin az miktarda kollajen içerdiği için asitlerle muamele edilince intertübüler dentinden daha çabuk erir. Ancak peritübüler dentin, intertübüler dentinden daha fazla mineralize olmuştur, dolayısıyla daha serttir.

Dentin lenfi pulpa kan damarlarında dolaşan kanın bir ultrafiltratıdır ve yapı olarak plazmayı andırır. Bu sıvı odontoblastlar arasından dentin kanallarına girer ve sonuçta minerede bulunan küçük deliklerden dışarı akar. Dentin lenfi dentin hacminin % 22'sini oluşturan sıvılar arasında yer alır (29).

Pulpa dokusunun basıncı ortalama 0-60 mmHg civa basıncına eşittir (30). Bu nedenle pulpadan ağız içerisine doğru yani içten dışa doğru bir akım basıncı vardır. Kanalcıkların herhangi bir nedenle açılması halinde ağıza çıkan dentin yüzeyinden sıvı küçük damlacıklar halinde dışarı akar. Bu sıvının hızla dışarı akmasının ise dentin hassasiyetine neden olduğuna inanılmaktadır.

2.1.3. Dentinin Innervasyonu

Pulpa dentin kompleksi içerisindeki sinir lifleri büyük periferel sinir sisteminin bir parçasıdır. Dişler afferent ve post-ganglionik sempatik aksonlar içeren trigeminal sinirin dalları tarafından innerve edilirler. Dişlerin duyu innervasyonu ilk olarak koronal odontoblast tabakası, predentin ve dentinin iç tabakalarından başlamaktadır. Morfolojik olarak değişik bölgelerde bulunabilen en az 6 değişik sinir lifinden oluşmaktadır (31,32). 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. Nöron boyunca uyarının gidiş hızı aksonun çapıyla direkt olarak ilişkilidir. Sinir liflerinin çapı arttıkça iletim hızı da artar. Bu sinir liflerinin küçük bir oranını orta büyüklükte miyelinize lifler olan A-beta lifleri oluşturmaktadır. A-beta lifleri başlıca dentini ve pulpa boynuzu tepelerindeki dentin pulpa sınırını innerve ederler (33). A-beta lifleri dentinin mekanik (hidrodinamik) uyarılmasındaki en hassas liflerdir ve dokunma, basınç ve proprioseptif impulsları hızla taşırlar (34). A-beta lifleri odontoblastlarla yakın ilişkide bulunan büyük sinir uçlarını oluşturur ve muhtemelen odontoblast uzantılarına yakın komşuluktaki bir seri sinir uçlarını da kapsamaktadır (17).

Dental sinir liflerinin % 25-50'si birçok farklı reseptörler içeren küçük miyelinize A-delta lifleridir. Bu sinir liflerinin çoğu dentini, predentini ve mine altındaki koronal bölgelerdeki odontoblast tabakalarını innerve eder (32,35). Bu lifler travmatik veya yaralayıcı etkenlerle oluşan ağrı (nosiseptif duyu, nosipersepsiyon), ısı ve dokunma duyarlarını iletirler. Dentinal sinir sonlanmaları odontoblast uzantılarına çok yakın yerlerde ve bazen birbirleri ile bağlantıya geçebilirler veya sadece yan yana durabilirler. Sinir-odontoblast birleşiminde hiçbir sinaptik veya gap bağlantısı olmamasına rağmen yakın ilişkiden dolayı bir sinyal iletim mekanizmasının oluşumunun kolaylaştığı düşünülmektedir. Çoğu A-delta innervasyonu dentinde pulpa boynuzu tepelerinde yoğunlaşmaktadır. Bu tip innervasyon servikal bölgede daha nadir görülürken kök dentininde en az seviyededir. Bundan dolayı dentinde yoğun innervasyon gösteren merkezi bölgeler vardır. Yine çok az

sayıda kapsakaine duyarlı yavaş iletme sahip ince A-delta lifleri vardır ve bunlar pulpa içerisine kadar uzanabilirler (36). A liflerinin aktivasyonu sonucu oluşan ağrı şiddetli ve yanıcı bir tarzdadır (37).

Dişlerin içerisindeki sinir liflerinin büyük çoğunluğunu myelinize olmamış, yavaş iletim hızına sahip C-lifleri oluşturmaktadır. Değişken morfolojileri ve terminal dağılımlarına rağmen pulpadaki çoğu C-lifleri fonksiyonel olarak uniform bir yapıya sahiptirler. Bu lifler polimodal yapıdadırlar; histamin ve bradikinin gibi inflamatuvar mediatörler ve kapsakaine karşı cevap oluştururlar. C-lifleri P maddesi, Kalsitonin gen ilişkili peptit (CGRP) veya Nörokinin A gibi nöropeptitler tarafından uyarılırlar (33,38). Bu lifler periferel pulpa içerisinde veya pulpadaki kan damarları boyunca sonlanmaktadır ve pulpal hasar sonucunda en fazla aktive olurlar. Aktivasyonları sonucu oluşan ağrı iletim hızları yavaş olduğu için daha geç ortaya çıkar. Bazı dental C-lifleri şiddetli soğuk ve sıcak uyarana cevap oluştururken bunların polimodal reseptörlerden farklılıkları henüz anlaşılammıştır.

Nosiseptörler doku hasarı meydana getiren veya hasar riski taşıyan şiddetli uyarılara cevap verirler (39). Bunların çoğu çok fonksiyonludur ve şiddetli sıcak, soğuk veya mekanik uyarılar gibi birçok değişik tip uyarıya cevap verirler. Nosiseptörler yine kimyasal uyarılara karşı hassastırlar ve potasyum iyonları, histamin ve bradikinin gibi doku yaralanması sonucu ortaya çıkan ve aktive olan birçok maddeye karşı cevap oluştururlar (32,39). Polimodal nosiseptörler baskın olarak miyelinsiz C lifleri tarafından innerve edilirler. Mekanik uyarılara hassas A-delta tipi ve mekanik-ısısal uyarılara hassas nosiseptörler gibi daha seçici nosiseptörler de vardır (39).

Tüm sinir lifleri komşu hücreleriyle birlikte kimyasal uyarılar için spesifik membran reseptörlerine sahiptirler. Yapısal ve immüno kimyasal veriler sinir lifleri ile odontoblastlar, fibroblastlar, kan damarları ve immünokompetent hücreler arasında bir bağlantı olduğunu göstermektedir (33).

Diş pulpasının A-delta sinir lifleri daha hızlı iletim hızına sahip olduklarından başlangıç ağrı algılanmasından sorumludurlar. Devamlı

zonklayan ağrının ise daha küçük C lifleri aktivitesi sonucu olduğu düşünülmektedir (37).

Kısa sürede sonlanan, keskin ve nispeten iyi lokalize edilebilen bir ağrı, muhtemelen pulpada A lifleri aktivasyonu ile hissedilmektedir (33). Bunun gibi ağrılar dentin hassasiyetinin karakteristik semptomudur. A liflerinin aktivasyonu için dentin tübülleri içerisinde yeterince güçlü sıvı hareketine neden olabilecek ısısal, kimyasal, ozmotik veya mekanik uyarılara gerek vardır (34). Zayıf olarak lokalize edilebilen donuk bir diş ağrısı C liflerinin aktivasyonu ile ilişkilidir. C lifleri pulpaya tam olarak ulaşmış sıcak veya soğuk ve yine hidrodinamik olarak dentin uyarısı olmayan histamin ve bradikinin gibi inflamatuvar mediatörler gibi şiddetli dış kaynaklı uyarılara karşı cevap verirler (34,40,41).

2.2. Dentin Hassasiyeti

2.2.1. Dentin Hassasiyetinin Tanımı

Bu semptomatik durumun tanımını standardize etmek için dentin hassasiyeti; herhangi bir dental defekt veya patoloji ile açıklanamayan tipik olarak kimyasal, ısısal, temas, ozmotik veya buharlaştırıcı uyarana karşı ortama açılmış dentin yüzeylerinden yayılan kısa süreli keskin bir ağrı olarak tanımlanabilir (42-44). Tanımından da anlaşılacağı gibi ortama açılmış dentin dışındaki herhangi bir diğer dental defekt veya patoloji şekline bağlı ağrı semptomları, dentin hassasiyeti teşhisinde elimine edilmelidir (45,46). Dentin hassasiyeti gerçek bir hastalıktan daha çok açığıntaki dentin yüzeyinde uyarı iletimi sonucunda oluşan bir semptom kompleksidir (47).

Genel olarak hassasiyet ifadesi bir dokunun normale göre daha fazla hassas olması veya normale göre daha fazla tepki vermesini ima etmektedir (32). Bununla birlikte normal dentin duyarlılığı ile patolojik dentin hassasiyeti arasındaki muhtemel farklılıkları ayırt etmek ve saptamak çok zordur ve

bundan dolayı dentin hassasiyeti ifadesi genel olarak klinik uygulamalarda kabul edilmiştir (46).

Dentin tübüllerinin fonksiyonel çapları 0.1 µm'den daha azdır (28). Kök dentininde kron dentininde daha az sayıda dentin tübülü vardır. Kök dentini tübülleri koronal dentin tübüllerinden daha küçük çaplıdır (6). Koronal dentinin geçirgenliği pulpa boynuzu üzerindeki alanlarda en yüksek iken, okluzal yüzeyin santral fossasının bulunduğu merkez alan etrafında dentin geçirgenliği en düşüktür (28). Dentin geçirgenliği dentin tübülünün açık veya kapalı olması durumlarına göre değişmektedir. Dentin tübüllerini tıkayan doğal debrisler asit ile dağlama yapılarak uzaklaştırılabilir ve sonucunda dentin tübüllerinin anatomik ve fonksiyonel çapları oldukça artacak ve dolayısıyla hassasiyet oluşma ihtimali de artacaktır (48).

Gerçekte dentin hassasiyeti, dentin tübüllerinin fonksiyonel ve anatomik çaplarıyla ilişkili olduğu kadar ortama açılmış dentin içerisindeki tübüllerin yoğunluğuyla da ilişkilidir. Absi ve ark. (49) SEM altında ortama açılmış dentinin morfolojik özelliklerini incelemişler ve hassasiyet gösteren dişlerde hassasiyet göstermeyen dişlere göre 7 kat daha fazla açık dentin tübülü bulmuşlar ve hassasiyet gösteren bölgelerdeki dentin tübüllerinin pulpaya kadar açık olduklarını bildirmişlerdir. SEM'de hassasiyet gösteren dişlerin örneklerinin incelenmesinde mm²'de sayılan ağızları açık dentin tübülü sayısı ile şiddetli hava spreyi sonucu oluşan ağrının VAS (görsel analog skalası) değerleri arasında pozitif bir ilişki bulunmuştur (50).

Dental sert dokular, oral kaviteden pulpaya geçebilecek zararlı iritanların etkilerini önlemek ve azaltmak için koruyucu bir bariyer olarak görev yaparlar. Bakteriyel toksinler gibi iritanlar pulpa dokusunda inflamatuvar reaksiyonları tetikleyebilmektedirler. Mine, dişin kronal bölümünü ve sementi korur ve mine dentin sınırında kök dentini üzerinde sadece 25-50 µm kalınlığında sement tabakası vardır. Sementin fonksiyonu periodontal ligaman liflerinin kök dentinine bağlanmasını sağlamaktır. Kök yüzeylerinin ağız ortamına açık olduğu bölgelerde sement besin ve bakteriyel asitler varlığında kolayca çözülebilir. Sement yine hatalı diş fırçalama teknikleri ve periodontal tedavi sırasında kök düzenlenmesi ve küretaj işlemleri

sonucunda kolaylıkla aşındırılabilir. Sonuç olarak ağız ortamına açılmış kök yüzeyleri hassas hale gelebilirler.

Pulpanın doku içi sıvı basıncının sağlıklı normal pulpalarda 0 ile 60 mmHg arasında olduğu bildirilmiştir (30). Bazı çalışmalar pulpa basıncının atmosfer basıncından daha büyük olduğunu bildirmişlerdir (51,52). Dentin sıvısının basıncının atmosfer basıncından büyük olmasından dolayı dentin tübülü ağız ortamına açıldığında, dentin sıvısı oral kaviteye doğru akarak birçok zararlı bakteriyel faktörü yıkayarak dentin tübüleri içerisinden uzaklaştırabilir (53). Bununla birlikte dışarı doğru oluşan sıvı akışı pulpal nosiseptörleri aktive edecek kadar hızlı değildir (54).

Byers ve ark. (55) yaptıkları histolojik çalışmada sinir liflerinin pulpadan dentin tübüleri içerisine sadece 100–200 µm uzandıklarını göstermişlerdir. Bu sebeple dış kaynaklı uyarılar doğrudan sinir uçlarını etkileyemezler, çünkü dentin tübüllerinin periferal 2/3'ünde hiçbir sinir yapısı bulunmamaktadır (56).

Günümüzde dentin stimülasyonundan sorumlu pulpal nosiseptörlerin hidrodinamik bir mekanizma tarafından aktive edildiği yaygın olarak kabul görmektedir. Bu mekanizmaya göre dentin tübüleri içerisindeki sıvının içeri veya dışarı doğru herhangi bir hareketi dentinal ve pulpal sinir uçlarını stimüle etmektedir (57). Açık dentin tübüleri bulunan ortama açılmış dentin yüzeyleri, dentin sıvısı akışı için artmış potansiyele sahiptirler ve sonucunda dentin hassasiyeti gelişimi için de risk oluştururlar. Poisselle Kanununa göre sıvı iletkenliği ve dolayısıyla sıvı akışının oranı dentin tübüllerinin yarıçaplarının dördüncü kuvveti ile doğru orantılıdır (53). Dentin tübüllerinin ortama açıklık oranlarının dentin hassasiyeti üzerine büyük bir etkisi vardır.

Şiddetli soğuk veya sıcak uyarının, hava ile kurutmanın, sondlamanın ve hidrostatik basıncın intradental A liflerinin aktivasyonuna neden olduğu deney hayvanları üzerinde yapılan çalışmada gösterilmiştir (58). Bu uyarılar dentin tübüleri içerisinde sıvı hareketine neden olmaktadır (57). Araştırmaların ışığında pulpa sinirlerinin fonksiyonel karakteristikleri hakkında A liflerinin dentin hassasiyetinden sorumlu oldukları söylenebilir.

Bakteri ve toksinleri tarafından meydana getirilen inflamasyonun pulpaya geçmesiyle dental sinirler duyarlı hale gelebilir. Hassasiyetin oluşturduğu mekanizmanın süresi uzadığında, pulpada doku yıkımı oluşabilir ve histamin, lökotrien ve prostoglandinler gibi kimyasal iletiler ortama salınırlar (16,39). Kimyasal iletiler hem A hem de C nosiseptörlerini aktive ederler ve hassaslaştırırlar; kendi karakteristiklerini uyaranlara cevap verebilecek şekilde değiştirebilirler. Örneğin mekanik nosiseptörler ısısal uyaranlara karşı cevap vermeye başlayabilirler (39). Sonuç olarak devam eden bir sinir uyarılması sürekli bir ağrıya neden olabilir. Morfolojik çalışmalar inflamasyon gösteren dokular içerisinde sinir uçlarının dallanarak oluştuğunu göstermiştir (32). Morfolojik ve fonksiyonel cevaplar doku onarımından sonra genellikle gerileme gösterir ama durum uzun süre sonra sona ererse nosiseptif sistemdeki değişiklikler daha kalıcı olarak durabilirler ve santral sinir sisteminin fonksiyonunu değiştirebilirler (32,39). C liflerinin uzun dönem boyunca uyarılması santral sinir sistemi içerisinde ikinci sıra nöronlarının fonksiyonunu yumuşatabilir ve böylece cevapları artarak sinir uyarılması kalıcı hale gelir. Bu fenomen “Wind-Up” (kapanış, bitiş, son kısım) olarak adlandırılır (39). Herhangi bir kronik ağrı durumunda periferik nosiseptör fonksiyonunu hedef alan ilaçlar santral sinir sistemindeki değişikliklerden dolayı daha az etki gösterebilirler (32).

2.2.2. Dentin Hassasiyetinin Mekanizmaları

Son yıllarda dentin hassasiyetinin mekanizması yoğun ilgi konusu olmuştur. Isısal, dokunma, ozmotik, kimyasal veya buharlaşma gibi fizik ve şimik birçok uyarı ortama açılmış dentin üzerine uygulandığında ağrı oluşturur. Uyarının periferik dentinden pulpa dentin sınırındaki duyuşal reseptörlere nasıl iletiildiği tartışılmaktadır. Dentin dokusunun hassasiyetini açıklığa kavuşturmak için bugüne kadar üç hipotez destek görmüştür. Bunlar (47):

- I) Odontoblast reseptör teorisi
- II) Doğrudan sinir sonlanması teorisi
- III) Hidrodinamik teori

2.2.2.1. Odontoblast Reseptör Teorisi

Bu teoriye göre odontoblastların dentin tübülleri içerisindeki odontoblastik uzantılarının dentinde reseptör mekanizması olarak çalıştıkları kabul edilmektedir (47,59,60). Bu teori “dentinal reseptör mekanizması” olarak da anılır (47). Uyarının dentin tübülleri içerisinde bulunan Schwan kılıfı taşımayan miyelinsiz duyuşal sinir liflerinin doğrudan uyarılması sonucu oluştuğu düşünölmektedir. Bu teoriye göre kimyasal veya mekanik uyarılar nörotransmitterlerin salınmasına neden olur ve uyarılar sinir uçlarına iletilir. Günümüzde ise odontoblastik uzantıların nörotransmitter saldığına dair hiçbir kanıt bulunamamıştır (60).

Odontoblastların mine dentin sınırında dallanmalar yapması mine dentin sınırındaki hassasiyeti açıklayabilir. Ayrıca odontoblastların embriyolojik kökeninin trigeminal uzantılardan gelen elementlerden oluşmuş bir ektomezenkimde bulunması, sinir lifi gibi çalışabileceğini işaret etmektedir. Ancak Brännström ve Aström’ün (57) yaptıkları çalışmada dentin tabakasını tamamen kaldırılıp yerine kan ve nekrotik maddeler bıraktıklarında dentin; teorinin aksine daha da hassasiyet gösterdiğini belirtmişlerdir. Eğer odontoblast uzantısı iletimde görev görüyor olsaydı dentinin içerisindeki odontoblast uzantıları tamamen ortadan kalktığı için bu deneyden sonra dentin duyarlılığının tamamen yok olması gerekirdi. Potasyum klorür ve kinin kuvvetli ozmotik uyarıcı ajanlardır. Odontoblast uzantılarına uygulanan potasyum klorür ve kinin hassasiyete neden olmamaktadır. Odontoblast hücrelerinin membran potansiyelleri bir reseptör hücreye kıyasla 10-20 defa daha düşüktür (29). Dentinde odontoblastlar aracılığıyla bir reseptör mekanizması olduğu kanıtlanamazken, ağrının doğrudan pulpa içerisindeki sinirlerin uyarılması sonucu oluştuğu düşünölmektedir (47).

2.2.2.2. Doğrudan Sinir Sonlanması Teorisi

Odontoblastik reseptör teorisinin bir uzantısı olarak bu teori ısısal, kimyasal veya mekanik uyarılarla doğrudan pulpa içerisindeki sinir lifleriyle ilişkide bulunan dentin tübülleri içerisindeki sinir uçlarının uyarıldığını önermektedir (60). Bu teoride uyarının oluşmasında doğrudan pulpanın sorumlu olduğu ileri sürülmektedir.

Kök dentininin dış tabakaları içerisinde miyelinsiz sinir liflerinin varlığının gösterilmesi ve bu sinir sonlanmaları alanlarında nörojenik polipeptitlerin varlığı bu teoriyi desteklemektedir (61,62). Ancak histolojik çalışmalar sinir liflerinin mineralize dentin içerisinde sadece 1/3'lük kısmı boyunca uzandığını göstermektedir (21). Bunun dışında asetil kolin, potasyum klorit ve bradikinin gibi pulpa üzerine uygulandığında ağrıya neden olan maddelerin, açılmış kaviteleler üzerine uygulandığında sinir sonlanmalarını etkileyerek ağrıya neden olmaları beklenirken ağrının oluşmaması açık dentin yüzeyinde doğrudan bir sinir sonlanması olmadığını göstermektedir (21). Açık sinir uçlarına uygulanan lokal anestezipler ağrı iletimini tamamen durdurmaktadırlar. Halbuki açık dentin yüzeylerine uygulanan lokal anestezipler ağrı oluşumunu durduramamaktadır (63). Bunlar hassasiyet mekanizmasının doğrudan bir sinir sonlanmasına bağlı olmadığını göstermektedirler. Bu teori tartışılmaktadır ve henüz kabul görmemiştir.

2.2.2.3. Hidrodinamik Teori

Bu teoriyi ilk defa Brännström ve Aström ortaya atmışlardır (57). Bu teoriye göre her türlü uyarı dentin tübülleri içerisindeki dentin sıvısının hidrodinamik hareketi ile pulpaya iletilmektedir. Isısal, fiziksel veya ozmotik değişimler dentin sıvısı hacminin değişimine veya hareketine neden olarak bir basınç reseptörünü uyarır ve buda sinirler üzerinde impuls oluşturur (60). Uyarının çeşitine göre dentin sıvısı dentin tübülleri içerisinde dışarıya veya içeriye doğru hareket eder. Isının dışındaki tüm uyarılar dentin sıvısını dışarıya doğru hareket ettirirken, ısı ise içeriye doğru hareket ettirir. Hava püskürtülmesi şeklindeki uyarı dentinde buharlaşmaya neden olur. Dentinde

sıvı kaybını telafi etmek için kapiller atraksiyon kuvvetleri harekete geçerek dentin sıvısını dışarı doğru hareket ettirirler. Dentine kalsiyum klorür gibi dehidratasyon yapıcı ajan uygulandığında dentin sıvısı hava spreyinde olduğu gibi buharlaşmanın etkisiyle dışarıya doğru hareket eder. Dentin sıvısının dışarıya doğru maksimum akım hızının 2-4 mm/sn olduğu bildirilmiştir (64).

Dentin tübüllerindeki sıvı hareketi odontoblast tabakası altında yer alan duyu reseptörler tarafından elektrik sinyallerine dönüştürülürler. Dentin sıvısının duyu reseptörlerinin hücre membranlarını geçerken oluşturduğu hızlı hareket, hücre membranını bozmakta ve reseptörü aktive etmektedir. Bütün sinir hücreleri iyon geçişi sırasında şarj olan membran kanallarına sahiptirler ve bu doğru akım eğer yeterince büyük olursa hücreyi uyararak hücrenin impulslarını beyne göndermesine neden olur. Bazı kanallar elektrik, bazıları kimyasal uyarılarla ve bazıları ise mekanik baskı ile aktive olurlar (29).

Ağrı oluşturan uyarı, dentin tübülleri geniş olduğu zaman dentin yüzeyinden iletmeye daha yatkındır. Açık ve geniş dentin tübüllerinin varlığı dentinin sıvı geçirgenliğini artırır ve uyarı iletiminin de artmasıyla ağrı cevabı oluşur. Hassasiyet gösteren dişlerin dentin tübüllerinin, hassasiyet göstermeyen dişlere göre 2 kat daha geniş oldukları bildirilmiştir ve yüzeyel dentinde 0.9 µm çapında oldukları ölçülmüştür (24).

Dentin hassasiyetinde Hidrodinamik Teori dünya çapında en fazla kabul görmüş teoridir (42,43,60,65).

2.2.3. Dentin Hassasiyeti Etiyolojisi ve İlişkili Faktörler

Dentin hassasiyetinin etiyolojisinde değişik faktörler rol almakla birlikte esas olarak dentinin ağız ortamına açılması gerekmektedir. Ancak bazen dentin ağız ortamına açılmış olmasa bile dentin tübülleri yüzeye kadar uzanmış ve açık olabilirler (49). Dentin dokusunun açığa çıkmış olduğu bütün insanlarda hassasiyet oluşacağını düşünmek de yanlış olabilir. Çünkü dentin

hassasiyetinde açığa çıkmış dentin alanının yüzeyi, kalan dentin tabakasının kalınlığı, kök ve kronal dentinin durumu, dentinden geçecek olan ajanın molekül büyüklüğü, periferde dentin oluşumu ve pulpaya yakın yerlerde tamir dentininin oluşumu önemli rol oynar (29). Dentinin ağız ortamına açılması mine dokusunun kaybı veya kök yüzeyinin açığa çıkması ile oluşur. Minenin kaybı genellikle atrisyon, abrazyon, erozyon, travma ve çürük gibi nedenlerden kaynaklanırken kök yüzeyinin açığa çıkması diş eti çekilmesi, hatalı diş fırçalama uygulamaları, aşındırıcı diş macunları, periodontal hastalıklar ve okluzyon bozuklukları gibi nedenlerden meydana gelir (43,44,46,47,60,65).

Fizyolojik bakış açısından dentin duyarlılığına neden olan bazı doku cevapları tartışmalıdır. Sinirlerin hassasiyeti pulpa içerisindeki inflamatuvar olayın seviyesine dayanmaktadır. Ayrıca asidik bakteriyel ürünlerin sonucu olarak, dentin tübüllerini tıkayan koruyucu mineral tabakaları diş yüzeyinden çözülerek uzaklaşabilir (16). Daha önceden belirtildiği gibi santral sinir sistemindeki fonksiyonel değişiklikler yine ağrı algılamasını etkileyebilirler (39). Hassasiyetin asıl kaynağını ayırt etmek çok zordur. Genelde dentin hassasiyeti klinik terimi, dentin ağız ortamına açılmış ve duyarlı, bununla birlikte ağrı semptomuna neden olabilecek herhangi bir başka neden olmadığında kullanılır (46).

Ortama açık duyarlı dentin altındaki pulpa dokusu içerisindeki inflamatuvar reaksiyonların hangi derecesinde veya santral sinir sistemi mekanizmasının hangi seviyesinde ağrı semptomlarının ortaya çıktığı bilinmemektedir. Bakteriyel plak kaynaklı toksinler dentin tübüllerinin içerisine girebilirler ve pulpaya yayılarak pulpa inflamasyonunun başlamasına neden olabilirler. Çok sayıda açık dentin tübülü bakteriyel ürünlerin pulpa-dentin kompleksi içerisine yayılarak ilerlemesine neden olur (66).

Gingival çekilme hassasiyet semptomlarıyla yakından ilişkilidir (43,44,50). Gingival çekilme ve servikal dentin defektlerinin gelişmesi çok yüksek derecede diş fırçalama alışkanlıkları ile ilişkilidir (67). Marjinal gingivanın iyileşme kapasitesi sınırlıdır. Diş fırçalama sıklığı, metodu, kuvveti ve fırçanın tipi çekilmenin boyutunu ve sert doku yaralarının derecelerini

etkilemektedir. Diş fırçalaması sonucu servikal bölgede oluşan dentin abrazyonuyla sıklıkla karşılaşılır. Periodontal hastalıklar, periodontal cerrahi, uygun olmayan okluzyon ve travma yine gingival çekilmeye neden olabilir (46).

Flynn (68), çalışmasında yaşlı bireylerde gingival çekilmenin daha fazla olduğunu belirlemiş ama hassasiyet semptomlarını 30-39 yaşları arasındaki grupta daha çok gördüğünü bildirmiştir. Dentin hassasiyetindeki bu belirgin farklılıklar, pulpa ve dentinde oluşan yaşa bağlı değişikliklere bağlı olabilir. Dentin sklerozu, sekonder dentin yapımının azalması ve pulpa fibrozisi bu değişikliklerden bazıları olabilir (68). Artan yaşla birlikte dentin tübüleri daha dar hale gelebilirler ve büyük hidroksiapatit kristallerinin çökmesiyle dentin tübüleri tıkanabilirler. Dentindeki bu değişimler dentin geçirgenliğini ve sıvı iletkenliğini sonucunda da dentin hassasiyetini azaltabilirler (69). Yine yaşla ilişkili oluşan pulpa dokusu değişiklikleri intradental nosiseptörlerin uyarı hassasiyetlerini azaltabilirler (70).

Çok büyük miktarlardaki mineral artıklarından oluşan değişik tipteki smear tabakası ortama açılmış dentin yüzeyini kaplayabilir. Bu mineral artıkları dentin tübüllerinin ağzını tıkayabilme kabiliyetine sahiptirler ve sonucunda dentin sıvısı iletkenliğini ve hassasiyetini azaltırlar (58). Ortama açılmış dentin yüzeyleri olumlu koşullar altında doğal hipermineralize tabakalar tarafından kaplanabilirler (71). Birçok klinik işlem sonrasında smear tabakası oluşabilir ve bu tabaka atrisyon, abrazyon ve erezyonla dentin yüzeyinden uzaklaşabilir.

Okluzal fonksiyon, bruksizm gibi parafonksiyonel aktiviteler veya alışkanlıklar sonucu oluşan atrisyon; beslenme içerikleri veya hatalı diş fırçalama gibi alışkanlıklar sonucu oluşan abrazyon; çevresel veya diyetle alınan asitler sonucu oluşan erozyon nedeniyle minede doku kayıpları ortaya çıkabilir ve genellikle bu durumlar bir arada görülerek sinerjistik etki yaratarak dentin hassasiyetini geliştirirler (46).

Bakteri veya besin kaynaklı asitler dentin yüzeyini koruyan smear tabakasını çözebilme kabiliyetine sahiptir ve dentin geçirgenliğinde bir artmaya neden olur (49). Smear tabakasının çözülmesinde asidik solüsyonun

pH'sı önemli bir faktör değildir ama kalsifiye yüzey içerisindeki çözünmemiş asitlerin yaygınlık oranı önemli bir faktördür. Bakteriyel plağın dentin hassasiyeti semptomlarının gelişmesinde ve sürdürülmesindeki rolü hakkındaki görüşler tartışmalıdır. Addy (44) hassasiyet gösteren dentin yüzeylerinin tipik olarak hastalar tarafından en etkin şekilde temizlenen dentin yüzeylerinde bulunduğunu bildirmiştir. Diğer yandan efektif plak kontrolünün açık dentin tübüllerinin tıkanmasına neden olarak dentin hassasiyeti semptomlarını azaltmada etkili olduğu bildirilmiştir (72). Çalışmalar arasındaki bu farklılıklar çok iyi ağız temizliği sağlayan veya yoğun plak birikimi bulunan hastalarda değişik nedenlerle dentin tübüllerinin açık olarak kalmalarından kaynaklanabilir. Düzenli hijyen uygulamaları ortamda bulunan minerallerin dentin tübülleri ağızına çökerek yeni oluşturacakları tıkaçıcı tabakanın kalkmasına ve hassasiyetin devam etmesine neden olabilir. Aksine kötü hijyene sahip hastalarda yoğun plak birikimi sonucunda ortamda bulunan mineraller dentin tübüllerinin ağızlarına ulaşamazlar ve böylelikle yüzeye çökelemezler. Plağın kendi mekanizması sonucu oluşan organik asitler yeni oluşmuş zayıf dentin tıkaçlarını çözerek, dentin tübüllerinin ağızlarının ortama açık kalmasına neden olabilirler.

Hassas dentin yüzeyine sahip bir hasta ağırlı alanları fırçalamaktan kaçınır. Sonucunda bu bölgede plak birikimi oluşarak periodontal ve dental sağlık bozulur. Oral bölge bakterilerin büyümesi ve bölünmesi için iyi bir ortam sağlar ve dentin tübülleri boyunca bakteriyel yayılım ilerleyerek pulpaya ulaşabilir (16). Dentin tübüllerinin ağızlarındaki smear tabakasının ve plakların kaybı bakteriler ve oluşturdukları toksinler gibi dış kaynaklı ajanların pulpaya ulaşarak pulpal irritasyon meydana getirmelerine şans tanır.

İn vitro çalışmalarda sadece su ile fırçalamanın uzun süreler sonunda açığıdaki dentin yüzeylerinde smear tabakasını ortadan kaldıracığını ve daha sonra süregelen fırçalama ile tekrar yeni bir smear tabakası yavaş yavaş oluşacağını bildirilmiştir (44). Diş macunu ile fırçalama, dentin tübülü açıklıklarına ve dentin yüzeyine diş macunu içeriklerinin çökmesiyle dentin üzerinde bir smear tabakası oluşturarak dentin tübüllerinin tıkanmasına neden olabilir (73). Diş macunu içerisinde bu oluşuma katkı sağlayan ana

yapı aşındırıcılardır ve aşındırıcıların tipine bağlı olmak üzere bazı aşındırıcılar dentin yüzeyine çökmeye eğilimlidirler. Bazı yapay silikalar dentine hızlıca yapışarak dentin tübülü açıklıklarını tıkarlar, yıkamaya veya gıda asitlerine karşı dirençlidirler ve dentin yüzeyinden uzaklaşmazlar (73).

Dentin hassasiyetine benzer semptomlar, kırılmış veya sızıntı gösteren dolgular ve çatlak dişler nedeniyle de görülebilir. Çoğu restoratif materyal marjinleri etrafından mikrosızıntı gösterirler (48). Dentin ve restorasyon arasına oral sıvıların yayılmasıyla smear tabakası yavaşça çözülür. Bakteriler diş ve dolgu arasındaki aralığa ve oradan da pulpaya penetre olabilmeye yeteneğine sahiptirler (16). Uyumu iyi olmayan restorasyon marjinleri çiğneme ve gıdaların hipertonic içerikleri tarafından uygulanan hidrolik basınçlar yüzünden ozmotik olabilirler. Bu ozmotik ortam hidrodinamik mekanizma tarafından intradental sinirlerin aktivasyonu ile ağrıya neden olabilir. Kompozit rezin dolgu materyallerinin polimerizasyon büzülmesi, dentin pinlerinin yerleştirilmesi veya dolguların dikkatsiz konturlanması sonucu oluşacak travmatik okluzyon hassasiyet şiddetini artırabilir (74). Ayrıca indirekt restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan kompozit rezin yapıştırma simanlarının polimerizasyonu sonucu oluşan büzülme mikrosızıntıya neden olabilir, bu da dentin sıvısının ağız ortamına akması için bir yol oluşturur. Bu aralıktan aynı zamanda bakteriler pulpaya ulaşarak dentin hassasiyetinin oluşmasına veya artmasına neden olabilirler.

2.2.4. Dentin Hassasiyetinin Prevalansı

Dentin hassasiyetinin günümüzdeki gerçek prevalansı hakkındaki çalışmalar kısıtlıdır. Gelişmiş ülkelerde dentin hassasiyeti artan bir problem haline gelmiştir. İnsanlar kişisel oral hijyen bakımlarına özen göstererek dişlerini ağızlarında uzun süre tutabilmektedir ve bu yüzden dentin hassasiyetiyle karşılaşma riskleri de artmaktadır (60). Dentin hassasiyeti ırkları, sosyal sınıfları, meslek gruplarını, yaş ve cinsiyet gruplarını değişen derecelerde etkilemektedir. Her grup kendi yaşam çevresine, beslenme

şekline ve ağız temizliği alışkanlığına ve tekniklerine sahiptir. Tipik olarak dentin hassasiyeti mevsimsel olarak görülmeye eğilimlidir. Bu durum ısı değişiklikleri sonucunda özellikle havanın ısınmasıyla serinlemek için daha sık tüketilen asitli içeceklerin artan kullanımına bağlı olabilir (75).

Dentin hassasiyetine yönelik olarak yapılan çalışmalarda, farklı toplumlarda %4-74 arasındaki oranlarda dentin hassasiyetinin görüldüğü saptanmıştır (Tablo 1). Bildirilen prevalans oranları arasındaki farklılıklar çalışma durumları, seçilen materyaller ve teşhis metotları tarafından etkilenmektedir (60). Genellikle çoğu popülasyondaki dentin hassasiyeti görülme prevalansının % 10 ile 30 arasında değiştiği söylenebilir (60). Liu ve ark. nın (76) Tayvan'da yaptıkları çalışmada 253 hastanın % 32'si servikal dentin hassasiyetinden şikâyetçi iken % 12'sinin geçmişinde diş hassasiyetinden şikâyetçi olduğu görülmüştür. Dentin hassasiyeti genç yetişkinlerde en yüksek oranda prevalansa sahip iken artan yaşla birlikte bu prevalans düşmektedir (43,60). Bu durum daha çok 20-40'lı yaşlarda daha yaygın görülmektedir (68).

Kötü oral hijyene sahip popülasyona göre iyi oral hijyene sahip popülasyonlarda prevalans daha yüksektir. Coğrafik farklılıklar, yaş, cinsiyet, meslek ve çevre beslenme alışkanlıklarını etkilerler ve dolayısıyla dentin hassasiyeti prevalansında da etkili faktörlerdir (75).

Genellikle dentin hassasiyeti bayanlarda erkeklere göre biraz daha fazla oranda görülmektedir (68). Bu durum bayanların erkeklere göre daha iyi oral hijyen sağlamaları ve diş fırçalama alışkanlıklarına daha bağlı olmalarıyla açıklanabilir. Bir başka açıklama ise ağırlı durumlara karşı tepkilerdeki genel cinsiyet farklılıkları olabilir. Seymour ve ark. (77) bayanlarda diş ağrısına karşın daha düşük tolerans ve daha çok duyarlılık bulmuşlardır. Bayanlar sıklıkla daha profesyonel yardım almak için gerekli yerlere başvurumaktadırlar. Bayanların diş hekimlerine başvuru sayıları bu sebeplerden dolayı erkeklere göre daha fazla olduğundan bayanlardaki dentin hassasiyeti prevalansının yüksek çıkmasının nedeni tamamen başvuru sayısının yüksek olması olabilir.

Tablo 1: Dentin hassasiyetinin prevalansı ile ilgili yapılan epidemiyolojik çalışmalar

| Araştırmacılar, Çalışmanın Yılı | Çalışmanın Yapıldığı Ülke | Çalışmanın Tipi | Çalışmaya Katılan Kişi Sayısı | Prevalans (%) |
|------------------------------------|------------------------------|--------------------|-------------------------------------|------------------|
| Jensen, 1964 | ABD | Klinik | 3000 | 30 |
| Graf ve Glase, 1977 | İsviçre | Klinik | 351 | 15 |
| Orchardson ve Collins, 1987 | İngiltere | Klinik | 369 | 18 |
| Flynn ve ark, 1992 | İngiltere | Klinik | 109 | 74 |
| Fisher ve ark, 1992 | Brezilya | Klinik | 635 | 17 |
| Murray ve Roberts, 1994 | Endonezya | Anket | 1000 | 27 |
| Murray ve Roberts, 1994 | ABD | Anket | 1000 | 18 |
| Murray ve Roberts, 1994 | Japonya | Anket | 1000 | 16 |
| Murray ve Roberts, 1994 | Fransa | Anket | 1000 | 14 |
| Murray ve Roberts, 1994 | Almanya | Anket | 1000 | 13 |
| Murray ve Roberts, 1994 | Avustralya | Anket | 1000 | 13 |
| Chabanski ve ark, 1997 | İngiltere | Klinik | 51 | 73 |
| Irwin ve McCusker, 1997 | İngiltere | Anket | 250 | 57 |
| Liu ve ark, 1998 | Tayvan | Klinik | 780 | 32 |
| Rees, 2000 | İngiltere | Klinik | 3593 | 4 |
| Taani ve Awartani, 2002 | Suudi Arabistan | Klinik | 295 | 42-60 |
| Clayton ve ark, 2002 | İngiltere | Anket | 228 | 50 |
| Rees ve Addy, 2002 | İngiltere | Klinik | 4841 | 4.1 |
| Rees ve ark, 2003 | Hong Kong | Klinik | 226 | 67.6 |

Bir dişin herhangi bir yüzeyindeki açık dentin yüzeyi duyarlı hale gelebilir, ancak daha çok dişlerin bukkal bölgelerinin servikal alanları etkilenmektedir (43,57). Bu alanlar diş fırçası travmasına daha çok maruz kalırlar ve periodontal hastalıklar sonucu oluşan gingival çekilmelere bağlı olarak servikal dentin sıklıkla ortama açılmış durumdadır. Dentin hassasiyetinin görülme sıklığı, her iki çenede de kaninler ve küçük azılarda daha yüksektir ve özellikle sağ elini kullanan bireylerin sol tarafında daha yaygın olarak görülür (78). En sık lokalizasyonu vestibüle yakın servikal marjindir (%85), bununla birlikte hassasiyetin yine lingual, palatinal bölgelerde ve tüberkül yüzeylerinde de görüldüğü bildirilmiştir (68). Orchardson ve Collins (45) alt birinci büyük azıların ve üst kaninlerin dentin

hassasiyetinden en sık olarak etkilendiklerini bildirmişlerdir. Çalışmalarında hassasiyete sahip dişlerin % 68'inde belirgin bir şekilde gingival çekilme varlığını bildirmişlerdir. Liu ve ark. (76), küçük ve büyük azıların hava spreyine ve problama uyarılarına en hassas dişler olduklarını ve keserlerin en az hassasiyet gösteren dişler olduklarını bildirmişlerdir.

2.2.5. Dentin Hassasiyetinin Ayırt Edici Tanısı

Dental ağrı durumlarının çoğu dentin hassasiyetini taklit eden semptomlar ortaya çıkarabilirler. Bu durum aynı ağızda hatta dentin hassasiyeti gösteren aynı dişte bile ortaya çıkabilir (75).

Pulpa irritasyonuna ve sonrasında ağrıya neden olan birçok faktör vardır. Bunlardan herhangi biri yine pulpal inflamasyona neden olabilir. Benzer semptomlar ortaya çıkararak dentin hassasiyeti tanısını zorlaştıran dental patolojiler ise çatlak dişler, kırılmış restorasyonlar, restoratif tedaviler, diş çürükleri, tüberkül kırıkları, sızdıran dolgular, okluzal travma, ileri pulpitis evreleri, palatogingival oluklar ve ağız ortamına açık dentine neden olan mine invajinasyonlarıdır (44,74,79). Tedavide iyi bir sonuç alınabilmesi için bu faktörlerin iyi bilinmesi ve ayırt edici tanısı çok önemlidir.

Ayrıcı tanının yapılmasının en zor olduğu durum "Çatlak Diş Sendromu"dur. Bu sendromun klinik görüntüsünde ağrı ara sıra ortaya çıkar veya devamlı olabilir ve ağrı çok şiddetlidir. Isısal uyarılara karşı özellikle soğuğa karşı hassasiyet tipik olarak kendini gösterir. Ağrı yine çiğneme ile başlayabilir ve bu durum dentin hassasiyeti olan dişlerde çok nadir olarak görülür (79).

2.2.6. Doğal Hassasiyet Giderme Mekanizması

Çok büyük miktarlarda ortama açılmış dentin yüzeyi bulursa bile bir diş her zaman hassasiyet göstermeyebilir. Bunda pulpanın dış kaynaklı irritasyonlara karşı kendi savunma cevabı olan doğal hassasiyet giderme

mekanizması rol oynayabilir. Tükürükte bulunan mineraller bu mekanizmaya yardımcı olur. İyileşme işleminin nasıl geliştiği halen bilinmemektedir. Dentin tübüllerinin tıkanması; sekonder veya peritübüler dentin yapımıyla, tübül sklerozu oluşumuyla ve dentin yüzeyinde diş taşı oluşumuyla sağlanabilir (80).

Tükürük, apatit ve diğer çözünmeyen kalsiyum fosfat türlerine göre kalsiyum ve fosfata doygundur. Normal koşullarda tükürük mineralleri çökerek dentin tübüllerinin ağızlarını kapatma eğilimindedirler. Bu durum dentin hassasiyetinin azalmasıdaki mekanizmayı açıklayabilir. Restoratif işlemler sonucu mekanik etkilerle oluşan koruyucu smear tabakası, ağız ortamındaki asitlerin etkisinin tükürüğün tamponlama kapasitesi üzerine çıkması sonucunda çözülerek uzaklaşır. Kollajenlerin tıkaçlar oluşturmak üzere dentin tübülleri içerisine salgılanması veya pulpal kan damarlarından sızan geniş plazma proteinlerinin tübüllerin içerisine doğru yayılması ve çökmesi sonucu doğal olarak dentin tübüllerinin ağzı kapanır. Dentin tübülü tıkaçları yine dentin yüzeyinden tübüller içerisine doğru akan ve tübül içerisinde çözünmez kristalize yapı haline gelen cep sıvısındaki proteinler veya mineraller tarafından da oluşturulabilirler (81).

Smear tabakası dentin sıvısının akışını durduran bir bariyer oluşturarak hassas yüzeylerde 1-2 µm kalınlığında ince bir koruyucu film tabakası oluşturur (15,53). Nārhi ve ark. (58) airtör ve dönen el aletleri ile oluşturulan smear tabakasının dentin hasssiyetini azatlığını bildirmişlerdir. Smear tabakası yapısında kopmuş odontoblastlar, değişik hücre organelleri, enzimler, hücre parçacıkları, organik ve inorganik dentin parçacıklarını bulundurabilir (82).

Dentin yüzeyinde oluşan hiçbir smear tabakası stabil değildir. Bu tabaka bakteri asitleri ve gıdalarla alınan asitler tarafından uzaklaştırılabilir. Sklerotik dentin üzerindeki smear tabakalarının aside karşı daha dirençli oldukları bildirilmiştir. Sklerotik dentin tübülleri çok miktarda daha az çözülebilen stabil özellikteki kalsiyum fosfat ve witlockite kristalleriyle tamamen doludur (83). Witlockite ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) kristalleri kalsiyum ve fosfattan oluşan özel bir tip kristal oluşumudur (84). Dentin sklerozu, tübüllerin dentin

yüzeyine doğru devamlılıklarını tamamen yok edip sildiği için dentin hassasiyetini azaltmaktadır. Dentin sklerozu yavaş oluşan bir durumdur ve dentin hassasiyetinin insizal ve okluzal yüzeylerden daha çok servikal alanlarda bulunmasının nedeni, dentinde bölgesel mineralizasyon aşamalarının farklılıkları ve dentinin açığa çıkmasındaki değişik oranlar olabilir (69).

2.2.7. Dentin Hassasiyetinin Tedavisi

2.2.7.1. Dentin Hassasiyetinin Tedavi Alternatifleri

Dentin hassasiyetinin hidrodinamik teorisine göre dentin tübülleri içerisindeki sıvının hızlı bir hareketi intradental duysal sinirlerin aktivasyonuna neden olduğu için, hassasiyet gösteren dişlerin tedavisi sıvı hareketini kısıtlamak üzere dentin tübüllerinin fonksiyonel çaplarını azaltmak, dentin tübüllerinin ağzlarını tıkamak ve dolayısıyla dentin geçirgenliğini azaltmak üzerine yoğunlaşmalıdır. Bir diğer tedavi alternatifi ise hidrodinamik mekanizma ile oluşan uyarının sinir uçları tarafından algılanmasını engellemek ve dolayısıyla ağrının oluşumuna sinirsel uyarı aşamasında engel olmaktır (85).

Dentin hassasiyetinin hidrodinamik mekanizmayla değilde pulpadaki inflamasyon kaynaklı olduğunu düşündüğümüzde ise tedavisinde anti-inflamatuvar ilaçların kullanılması alternatif bir tedavi şeklidir. Ağrı kesici ilaçlar sadece ağrı semptomunun algılanmasını giderdiği için tedavi edici ajanlar içerisinde yer almamaktadır. Dentin hassasiyetinin tedavisinde kullanılan değişik tedavi alternatifleri Tablo 2'de özetlenmektedir.

Tablo 2: Dentin hassasiyetinin tedavisinde kullanılan tedavi alternatifleri

| | |
|--|-------------------------------|
| 1) Sinirin Duyarsızlaştırılması | Potasyum nitrat |
| 2) Anti-inflamatuar Ajanlar | Kortikosteroidler |
| 3) Dentin Tübüllerinin Kaplanması Veya Tıkanması | |
| A) <u>Dentin Tübüllerinin Tıkanması (Dentin Sklerozu)</u> | |
| | <i>İyonlar/Tuzlar:</i> |
| | Kalsiyum Bileşikleri |
| | Kalsiyum hidroksit |
| | Kalsiyum fosfat |
| | Oksalat Bileşikleri |
| | Potasyum oksalat |
| | Ferrik oksalat |
| | Florid Bileşikleri |
| | Sodyum florid |
| | Kalay florid |
| | Sodyum Monoflorofosfat |
| | Stronsiyum Klorit |
| | Ferroz oksit |
| | <i>Protein Çökelticiler</i> |
| | Gluteraldehit |
| | Formaldehit |
| | Gümüş nitrat |
| | Çinko klorit |
| | Fenol |
| | Formalin |
| | <i>Kazein fosfopeptitler</i> |
| | <i>Parlatmak (Burnishing)</i> |
| | <i>Florid iyontoforezi</i> |
| B) <u>Dentin Örtücüler</u> | |
| | Cam iyonomer simanlar |
| | Kompozitler |
| | Rezinler |
| | Vernikler |
| | Örtücüler |
| | Metil metakrilat |
| C) <u>Periodontal yumuşak doku greftleri</u> | |
| D) <u>Dişin kronla veya direkt restorasyonla örtülmesi</u> | |
| E) <u>Lazerler</u> | |

Dentin hassasiyetinin tedavisinde çok sayıda topikal ajan kullanılmıştır. Dental markette bulunan çoğu ürünün hassasiyet giderme etkinlikleri farklıdır ama genelde etkinliği diğerlerinden bariz farklı olan bir ürün henüz geliştirilememiştir. Ağrı iletiminin mekanizmaları ve hassasiyet giderici ajanların etki mekanizmaları hakkında bilgiler, in vitro laboratuvar çalışmaları ve hayvan deneylerinden elde edilmiştir. Dentin tübüllerinin ağzını tıkayan veya tübüllerin çaplarını daraltan, intradental sinir uçlarını bloke edebilen birçok değişik madde tedavi için kullanılmıştır (42,60,65,79,85).

Değişik tedavi ajanlarının etkinliklerinin karşılaştırılmasını sınırlayan faktör, tedavide kullanılan değişik ajanların dentine uygulandıktan sonraki davranışlarını araştırmak için kullanılabilecek tek bir tekniğin olmamasıdır. Her bir ajanın davranışını inceleyen farklı farklı teknikler kullanılmaktadır. Buda araştırma sonuçlarının birbirleriyle karşılaştırılmalarını pek mümkün kılmamaktadır.

Günümüzde kullanılan tedavi metodlarının dezavantajı etkinliklerini sınırlı bir zaman koruyabilmeleri ve etkinliklerinin devamı için tekrar tekrar uygulanmaları gerekliliğidir. İdeal bir tedavi ajanı Grossman'ın gerekliliklerini tamamen karşılamalıdır(79). Bunlar:

- 1- Bir ajan uygulama sırasında ve sonrasında pulpayı irrite etmemelidir.
- 2- Hızlı olarak uygulanabilmeli ve uygulaması kolay olmalıdır.
- 3- Hassasiyet giderici etkisini en kısa sürede göstermeli ve bu etki çok uzun süreler boyunca devam etmelidir.
- 4- Ajan uygulaması hastalar tarafından iyi tolere edilmelidir ve ağrıya neden olmamalıdır.
- 5- Uygulanan dişte herhangi bir boyamaya neden olmamalıdır.
- 6- Göreceli olarak ucuz olmalıdır.

Dentin hassasiyetinin periferik mekanizması tamamen saptanmıştır. Halen hassasiyet mekanizmasının birçok diğer aşaması bilinmemektedir. Bu sınırlı bilgi ideal bir hassasiyet giderici ajanın geliştirilmesini geciktirmektedir (47). Hastaların uygulanan tedavi alternatiflerine karşı cevapları çok

subjektiftir ve bundan dolayı tedavi sonuçları hastaların ağrı eşiklerine çok büyük oranda bağlıdır ve yine çok büyük değişkenlikler gösterir (47,86).

Dentin hassasiyetinin tedavisinde iki çeşit uygulama vardır. Birincisi hastaların tedavi için kendilerinin evde kullanabildikleri ürünler; ikincisi ise profesyonel olarak diş hekimlerinin klinik ortamında yaptıkları tedavi uygulamalarıdır.

Günümüzde dentin hassasiyetini gidermek için evde kullanılan ürünler; potasyum tuzları, stronsiyum tuzları, kalay florid, florid tuzları, aliminyum laktat, sodyum monoflorofosfat gibi dentin hassasiyet giderici ajanlar içeren diş macunları, ağız gargaraları veya bu gargaraların jel formları ve bu gibi içerikler kazandırılmış sakızlardır.

Tez konusu olan çalışmanın klinik ortamını kopya eden bir çalışma olmasından dolayı klinik ortamında uygulanabilecek profesyonel dentin hassasiyet giderici ajanlar ve uygulamaları üzerinde daha detaylı bilgiler verilecektir.

2.2.7.2. Dentin Hassasiyetinde Kullanılan Tedavi Ajanları

2.2.7.2.1. Potasyum Nitrat

Potasyum tuzlarının dentin hassasiyeti tedavisinde klinik olarak etkili olduğu bildirilmiştir (87,88). Hodosh (87) % 1-15 doygunluktaki potasyum nitrat (KNO_3) solüsyonlarının topikal uygulamasının dentin hassasiyeti semptomlarını azaltmada etkili olduğunu bulmuştur. Green ve ark. nın (89) yaptıkları bir çalışmada kalsiyum hidroksit ve potasyum nitratın topikal uygulamasını kontrol grubunda serum uygulaması ile karşılaştırmışlardır. Kontrol grubuna göre hem kalsiyum hidroksit hem de potasyum nitrat mekanik ve sıcak uyarılara karşı oluşan hassasiyeti belirgin bir şekilde azaltmıştır. Bununla birlikte soğuk uyarana karşı kalsiyum hidroksit potasyum nitrate göre daha etkilidir (89). Potasyum nitratın % 5 veya 10'luk biyoadeziv jel olarak kullanılması yine dentin hassasiyetini azaltmada etkili bulunmuştur (88).

Potasyum iyonları yüksek oranda çözünürlüğe sahiptirler ve vücut sıcaklığında bütün potasyum tuzları çözünebilirler. Bundan dolayı potasyum

tuzları dentin tübülleri içerisine çökelemezler (90). Bu durumda potasyum nitrat dentinin hidrolik iletkenliğini azaltmamaktadır. Potasyum iyonlarının hassasiyet giderme etkinliklerinin doğrudan intradental sinirlerin aktivasyonunu inhibe edilmesi sonucu oluştuğu bildirilmiştir (81). Yüksek miktarlarda uygulanan potasyum iyonlarının ekstraselüler potasyum konsantrasyonunu artırdığı ve böylece sinir membranlarını depolarize ederek sinirlerin ilk başta uyarılması ve bunu ileride aksiyon potansiyeli yayılımında bir blokaj oluşmasının takip ettiği belirtilmiştir. Bu ileti engelinin potasyum iyonlarının depolarizasyon aktivitelerinin sonucu oluştuğu bildirilmiştir (91). Ancak aksi olarak Orchardson ve Gillam (92) potasyum klorür, potasyum nitrat ve potasyum sitrat içerikli hassasiyet giderici ürünlerin intradental sinirleri inhibe ederek görev gördüklerine dair inandırıcı kanıtların olmadığını belirterek bu önerinin sağlam insan dişlerinde henüz doğrulanamadığını bildirmişlerdir. Yine potasyum iyonlarının dentin yüzeyinden pulpaya yayılımının sinir terminalleri üzerinde hassasiyet giderme etkisi yaratmada yeterli olup olmadığı tartışmalıdır.

Sinirleri duyarsızlaştırmak için pulpa odası sınırındaki sinir sonlanmalarına yakın stabil bir potasyum iyonları deposu olması gerekmektedir. Potasyum iyonlarının bu bölgede sinirleri bloke edebilecek kadar miktarlarda toplanıp toplanamayacağı ise tartışmalıdır. Muhtemelen pulpa kan akımı bu depoları dentin tübülleri boyunca uzaklara taşıyacaktır (93).

Potasyum nitratın dentin hassasiyetini gidermedeki etkinliği hakkındaki bazı klinik çalışmaların olumlu sonuçlar bildirmesine rağmen, negatif sonuçların ortaya çıktığı çalışmalar da vardır. Reinhart ve ark. (94) sadece gliserin jeli ve içerisine % 10'luk potasyum nitrat eklenmiş gliserin jelinin dentin hassasiyeti giderme etkilerini araştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda sadece gliserinden oluşan jelin potasyum nitratlı jele göre hassasiyeti daha fazla azalttığını bulmuşlardır.

2.2.7.2.2. Kortikosteroidler

Misteller (95) % 1'lik prednizolon; % 25 paraklorofenol, % 25 m-kresil asetat ve % 50 kafur yapıştırıcısı ile kombinasyonunun kavite duvarlarına uygulanmasının postoperatif ısıl hassasiyeti tamamen engellediğini bildirmiştir. Fry (96), prednizol içerikli benzer karışımların hassasiyette hızlı bir azalmaya neden olduklarını bildirmiştir. Bazı klinik denemelerde ise dentin hassasiyeti tedavisinde kortikosteroidlerin klinik olarak kullanışlı olmadığı bildirilmiştir (86).

Kortikosteroidlerin mineralizasyona neden olarak tübül okluzyonu sağladıkları varsayılmaktadır ama henüz bilimsel olarak onaylanmamıştır ve bu gibi ajanların kullanılmasının doğruluğu tartışmalıdır (97). Kortikosteroidler hızlı etki gösteren ilaçlar değildir. Kortikosteroidlerin pulpal inflamasyona bağlı hassasiyeti azalttıkları da düşünülmektedir (79).

2.2.7.2.3. Kalsiyum Bileşikleri

2.2.7.2.3.1. Kalsiyum Hidroksit

Kalsiyum hidroksit ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) dentin hassasiyeti tedavisinde çok uzun yıllar boyunca popüler bir ajan olarak kullanılmıştır. Etkisini dentin tübüllerini tıkayarak veya peritübüler dentin oluşumunu stimüle ederek yapmaktadır. Brännström (98) SEM'de kalsiyum hidroksit uygulanmış dentinin ancak 0.1 mm derinliğine kadar dentin tübüllerinde bir daralma görüldüğünü bildirmiştir.

Levin ve ark. (99) yaptıkları çalışmada kalsiyum hidroksitin % 98 oranında hassasiyeti azalttığını bildirmişlerdir.

Sinir liflerinin etrafında kalsiyum iyonlarının konsantrasyonlarının artması sinirin uyarılma kabiliyetinin azalmasına neden olur. Bu yüzden kalsiyum hidroksitin belkide sinir uyarılma mekanizmasını baskıma kabiliyetine sahip olduğu düşünülebilir. Ancak Trowbridge ve ark. (100) kedilerin kanin dişlerine açılan derin kaviteğin tabanına kalsiyum hidroksit uyguladıklarında altındaki pulpada bulunan sinir liflerinin uyarılmasında hiçbir farklı etki bulamamışlardır ve bu hipotezi desteklememektedirler.

2.2.7.2.3.2. Kalsiyum Fosfat

Kalsiyum fosfatın ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) dentin hassasiyetini etkili bir şekilde azalttığı bildirilmiştir (101). Kalsiyum fosfat in vitro olarak dentin tübüllerinin ağzını kapatır ve dentin tübüllerinin geçirgenliğini azaltır (102-104).

Hiatt ve Johansen (105) hassas bölgelerde dibazik kalsiyum fosfat ile parlatma işlemi yapılmasının hastaların % 93'ünde semptomların azalmasına neden olduğunu, kontrol grubunda sadece parlatmanın hastaların % 25'inde semptomların azalmasına neden olduğunu bildirmiştir.

2.2.7.2.4. Oksalat Bileşikleri

2.2.7.2.4.1. Potasyum Oksalat

Oksalat bileşikleri kalsiyum iyonlarıyla reaksiyona girerek çok yüksek miktarda çözünmezlik özelliğine sahip kalsiyum oksalat çökeltileri oluştururlar. Bundan dolayı oksalatlar dentin hassasiyet giderici ajanlar olarak kullanılırlar. Potasyum oksalat ($\text{K}_2\text{C}_2\text{O}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$) solüsyonu içerisindeki serbest potasyum iyonları pulpa sinirlerini doğrudan etkileyerek ilave bir hassasiyet giderme etkisi ortaya çıkarmaktadır (106). İlk olarak Buonocore ve Bibby (107) potasyum oksalatları mineyi asit ataklarına karşı koruyan bir bileşik olarak tanıtmışlardır. Daha sonra değişik tip oksalatların dentin tübüllerini kapatma kabiliyetleri in vivo ve in vitro olarak araştırılmıştır. Oksalatlar dentin sıvısı içerisindeki kalsiyum iyonları ile çökeltiler oluşturma eğilimindedirler (81). Bundan dolayı dentinin hidrolik iletkenliğini ve hassasiyetini azaltırlar. In vivo çalışmalarda oksalatların dentin tübüllerini tıkaması sonucunda köpeklerde intradental sinirlerin aktivitesini durdurduğu görülmüştür (58).

Dentini kaplayan doğal smear tabakasının üzerine oksalat bileşiklerinin uygulanmasıyla smear tabakasının yerine aside dirençli yeni bir oksalat kristali tabakasının olduğu bildirilmiştir. Bu yeni tabaka da orijinal smear tabakasının fonksiyonunu yerine getirir (90).

Dentinin % 3'lük asidik potasyum oksalat veya % 30'luk potasyum oksalat tuzu ve beraberinde % 3'lük asidik potasyum oksalat kombinasyonu ile tedavisinin dentin hassasiyetini azalttığı klinik bir çalışmada gösterilmiştir (108). Cuenin (109) dentin yüzeylerine önce 4 dakika boyunca

EDTA uygulamış sonra asidik % 3'lük sodyum hipoklorid veya % 3'lük asidik potasyum oksalat uyguladıktan sonra hava spreyine karşı oluşan dentin hassasiyetini incelemiştir. İlginç bir şekilde dentin hassasiyetini azaltmada asidik % 3'lük sodyum hipokloritin % 3'lük asidik potasyum oksalattan daha etkili olduğunu belirtmiştir. Her iki ajanın da uygulaması sonucu dentin tübüllerinin çaplarında azalma görüldüğünü bildirmiştir.

Gilliam ve ark. (110) potasyum oksalat (Butler Protect) ve bir dentin primerinin (All Bond 2) her ikisinin servikal dentin hassasiyetini azalttığını bulmuştur. Test edilen ajanlar arasındaki farklılık belirgin değildir ve bu çalışmada güçlü bir plasebo etkisi görülmüştür.

Önal ve ark. (111) potasyum oksalat içeren dentin hassasiyet giderici ajan BisBlock'un dentin üzerine etkilerini inceledikleri araştırmalarında; SEM'de dentin kanallarının ağızlarının kristal yapılar ile tıkalı olduğunu ve bu kristalize yapıların dentin kanalları boyunca da devam ettiklerini bildirmişlerdir.

2.2.7.2.4.2. Ferrik Oksalat

Ferrik ve potasyum oksalatın dentin tübüllerinin ağzını kapatma kabiliyeti Ling ve ark. (112) tarafından in vitro olarak incelenmiştir. Sonuçlar ferrik oksalatın ($Fe_2(C_2O_4)_3 \cdot 5H_2O$) kristale benzer yapılar yaratarak neredeyse tüm tübüllerin ağzını tıkadığını ve potasyum oksalata göre daha yüksek bir oranda dentin tübüllerini tıkama yeteneğine sahip olduğunu göstermiştir.

Jain ve ark. (113) in vitro olarak % 6'lık ferrik oksalat, potasyum oksalat, HEMA ile birleştirilmiş gluteraldehit ve rezinlerin dentin tübüllerini tıkayabilme kabiliyetlerini incelemiştir. Sonuçlar % 6'lık ferrik oksalatın tükürük içerisinde bekletilen ve diş fırçalaması simülasyonu gerçekleştirilen tüm tedavilere karşı, en yüksek direnci gösteren ve en iyi tübül tıkaması sağladığını göstermektedir. Ferrik oksalatın iyi tübül tıkama kabiliyetinin yanında klinik olarak iyi bir hassasiyet giderme etkisine sahip olduğu bildirilmiştir (113).

2.2.7.2.5. Florid Bileşikleri

2.2.7.2.5.1. Sodyum Florid

Lukomsky (114) ilk defa sodyum floridi (NaF) bir hassasiyet giderici ajan olarak önermiştir. Tal ve ark. (115) dentine sodyum florid uygulamasının dentin sıvısını kalsiyum ve fosfat iyonlarına doyurarak kalsiyum florid kristallerinin çökelti oluşturmasıyla dentin tübüllerinin mekanik olarak tıkanıldığını veya tübüllerin içerisindeki floridin uyarı iletimini durdurduğunu bildirmektedirler. Sonucunda dentin tübüllerinin çapları azalır. Kalsiyum florid kristallerinin büyüklükleri 0.05 µm kadardır ve boyutları tek seferde dentin tübüllerini tıkamaya yeterli olmadıkları için birkaç defa uygulanmaları gerekmektedir. Sodyum florid uygulamasından sonra florid hızlıca çözülerek kaybolmaktadır. Bu da topikal uygulamanın neden sınırlı etkiye sahip olduğunu açıklamaktadır (79).

Uygulanan florun ilk başta çok küçük bir kısmı çözünmeyen apatik form halinde dentinde kalır, bu da tabakayı daha stabil ve asitlere karşı daha çözünür bir hale getirir.

Bazı çalışmalarda ortama açılmış dentin yüzeylerinin topikal flor solüsyonlarıyla veya florid içeren diş macunlarıyla tedavisinin dentin hassasiyetini azalttığı bildirilmiştir (116-118).

2.2.7.2.5.2. Kalay Florid

Kalay florid (SnF_2) dentin yüzeylerine çökerek dentin tübüllerinin ağızlarının tıkanmasına neden olur (119). Blank ve Charbeneau (120) % 10'luk kalay florid uygulamasını dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Yine % 0.7'lik kalay floridin sulu çözeltisinin topikal olarak uygulamasının hassasiyette hızlı bir azalmaya neden olduğu bildirilmiştir (121). Ellingsen ve Rølla (122) kalay florid uygulanmış dentini SEM ve elektron mikroskobu analizi kullanarak incelemişler, kalay ve florid içeren globüler partiküllerden oluşmuş ince yoğun bir tabakanın dentin tübüllerini tıkadığını görmüşlerdir. Düşük konsantrasyonlu kalay florid uygulamasında bile dentin tübüllerinin tamamen kaplandığını göstermişlerdir.

Blong ve ark. (123) % 0,4'lük kalay florid jelin dentin hassasiyeti ile ilişkili ağrıyı azaltmada etkili bir ajan olduğunu bulmuşlardır. Bununla birlikte jelin 4 hafta kadar uzun dönem kullanımının, tatmin edici sonuçlara ulaşmak için gerekli olduğunu belirtmişlerdir.

2.2.7.2.6. Stronsiyum Klorid

Stronsiyumun kalsifiye dokular tarafından kuvvetli bir şekilde absorbe edildiği bilinmektedir. Konsantre stronsiyum kloridin (SrCl_2) aşınmış dentin yüzeyine topikal olarak uygulandığında, dentinde neredeyse 20 μm 'lik derinliklere ulaşabilen ve dentin tübülleri içerisine uzanan bir stronsiyum tortu tabakasının oluştuğu bildirilmiştir (79).

Stronsiyumun dentindeki kalsiyum ile yer değiştirmesiyle dentinde tekrar kristalleşerek stronsiyum apatit kompleksinden meydana gelen bir tortu tabakası oluşur (79). Gedalia ve ark. (117) topikal olarak % 2'lik sodyum florid uygulamasından sonra % 10'luk stronsiyum klorid uygulamasının sadece sodyum florid uygulamasına göre hassasiyeti azaltmada çok daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Stronsiyum kloride batırılmış dentin örneklerinin radyoopasitelerinin kontrol grubuna göre belirgin bir şekilde arttığını ve stronsiyumun diş yapıları içerisine bağlandığını bildirmişlerdir.

2.2.7.2.7. Gluteraldehit ve Formaldehit

Gluteraldehit ($\text{C}_5\text{H}_8\text{O}_2$) ve formaldehitin (CH_2O) tükürük proteinlerini dentin tübülleri içerisine çökeltme kabiliyetlerinden dolayı dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılabileceği düşünülmektedir (60). Gluteraldehitin dentin hassasiyeti semptomlarını azaltmada etkin olduğu bildirilmiştir (124,125). Ancak formaldehit dentin hassasiyetini tedavisinde çok az veya hiçbir etki gösterememiştir (126).

Gluteraldehit bileşiği dentin tübüllerinin içinde bir tıkaç oluşturur. Gluteraldehit dentin sıvısı içerisindeki serum albumini ile reaksiyona girerek pıhtılaşma oluşturur ve dentin hassasiyetinin hidrodinamik mekanizmasını yok eder. Tübül tıkaçı oluşturan protein çökeltileri çok sıkı değildir ama monomerler için geçirgenlik sağlar ve buda üzerine uygulanacak rezin için

dentin tübüllerinin içerisine uzanıp bağlantı oluşturmasını sağlamaktadır (125).

2.2.7.2.8. Gümüş Nitrat

Gümüş nitrat (AgNO_3) günümüzde çok nadir olarak kullanılsa da dentin hassasiyet giderici olarak geçmişte kullanılmıştır. Etkinliğini odontoblast uzantıları üzerine protein çökelterek dentin tübüllerini kısmi olarak tıkararak göstermektedir. Greenhill ve Pashley (56) yaptıkları çalışmada, amonyaklı ve formalinli gümüş nitratin % 47.4-59.2 oranında dentinin sıvı iletkenliğini azalttığını bulmuşlardır.

Yüzeyleri boyayan gümüş nitratin pulpa ve diş etine zarar verdiği bildirilmiştir. Gümüş tuzları dentinden pulpaya geçerek minör pulpa inflamasyonuna neden olabilmektedirler (127).

2.2.7.2.9. Rezinler

Rezin içerikli hassasiyet giderici ajanların ve dental adezivlerin dentin hassasiyet giderici olarak uygulanmalarındaki amaç dentin tübüllerinin ağızlarının örtülmesiyle pulpaya dentin tübülleri boyunca ulaşabilen ve ağrı ortaya çıkarabilecek uyarıların iletilmelerini engellemektir (79).

Javid ve ark. (128) ortama açılmış dentin yüzeylerine haftada bir kez olmak üzere siyanoakrilat ve % 33'lük sodyum florid pastası uygulamasının hassasiyeti hızlı bir şekilde azalttığını bildirmişlerdir. Ancak 6 hafta sonra hassasiyet yavaşça tekrar ortaya çıkmaktadır. Bu da materyalin etkinliği için belirli aralıklarla uygulanması gerekliliğini ortaya çıkarmaktadır.

Gluma Desensitizer % 35 HEMA (hidroksietil metakrilat), % 5 Gluteraldehit ve distile su içeren bir rezin primeridir. Dentine hızlı ve güçlü bir bağlantı sağlar. İçeriğindeki gluteraldehit, dentin sıvısı proteinlerini pıhtılaştırır ve anti bakteriyel özelliğiyle bakteriyel kolonizasyona engel olur. HEMA ise dentin tübülleri içerisine girerek rezin uzantıları oluşturur ve dentin tübüllerinin ağızlarını tıkar. Smear tabakasının varlığında veya yokluğunda dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılmaktadır.

Felton ve ark. (129) tam kron restorasyonu için hazırlanmış dişlere Gluma dentin hassasiyet giderici ajan uygulamışlar ve kontrol grubuna göre dentin hassasiyetinin belirgin bir şekilde azaldığını ve Gluma'nın diş restorasyon ara yüzeyinde bakteriyel büyümeyi engellediğini bildirmişlerdir.

Dondi dall'Oroglio ve ark. (124) Gluma dentin hassasiyet giderici ajanın tek bir uygulamasının hassasiyeti en az 6 ay boyunca elimine ettiğini ve ajanın dentin hassasiyetinde çok etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Gluteraldehit, potasyum oksalat ve Gluma dentin hassasiyet giderici ajanların dentin sıvı akışını azaltma kabiliyetleri in vivo olarak maymunlar üzerinde çalışılmıştır. Üç ajan arasında her hangi bir farklılığın bulunmadığı bildirilmiştir. Tedavi edilen yüzeylerde tekrar diş kesimi yapıldığında, dentin sıvısı akışının tekrar ortaya çıktığı bildirilmiştir. Bu da test edilen ajanların yüzeyel bir çökelti oluşturduklarını doğrulamaktadır (130).

Gluma periodontal tedavi geçirmiş hastalarda dentin hassasiyetini gidermede ilk 4 hafta boyunca başarılı olamamış, ancak daha ileri zamanlarda etkisini göstermeye başlamıştır (131).

Adeziv rezin primerlerin kullanımı ile dentin tübülleri ince bir rezin film tabakası ile tıkanarak dentin geçirgenliği azalmaktadır. Bu film tabakası ile ilgili bir problem ise atmosferdeki oksijenin bu tabakanın içerisine yayılmasıyla serbest radikaller oluşarak bunların ileride polimerizasyon reaksiyonlarına engel olmasıdır. Eğer dentin hassasiyeti tedavisinde rezin kullanılıyorsa oksijene duyarlı olmayan polimerizasyon başlatıcıları geliştirilmelidir (132). Primer ve adeziv komponentlerin bulunduğu daha kalın bir rezin film tabakası meydana getiren primer sistemler geliştirilmiştir. Servikal bölgelerde bu sistemler kullanılarak dentin hassasiyeti başarılı bir şekilde tedavi edilmektedir. Bu rezin ürünlerinin etkinliği dentin tübüllerinin çoğunda uzanan peritübüler dentin matriksinin duvarına, rezin uzantılarının bağlanmasının yetersiz olması nedeniyle sınırlı olmaktadır. Eğer asitle dağlama yapılırsa intertübüler dentin matriksini çevreleyen kollajen fibriller açığa çıkarak sıvı rezin demineralize matriks içerisine sızabilecek ve hibridize olabilecektir. Bununla birlikte asitle dağlama işlemi hassas olmayan tübülleri de ortama açabilmekte ve tedaviyi güçleştirebilmektedir (132).

One Step dentin adezivi ve Gluma dentin hassasiyet giderici ajanın hassasiyet giderme etkinliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada ilk 8 hafta sonunda hassasiyet giderme başarıları aynı iken 9. ayda Gluma ile daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (133).

Jenson ve Doering (134) dentin hassasiyeti tedavisinde ışıkla sertleşen bir bağlayıcı ajan uygulaması ile % 0.42 oranında sodyum florid ve % 3.96 oranında stronsiyum klorid içeren bir solüsyonun etkinliğini karşılaştırmışlardır. Bağlayıcı ajanın hassasiyette hızlı bir azalmaya neden olduğunu ve etkisi en az 6 hafta sürdürdüğünü fakat sodyum florid ve stronsiyum klorid solüsyonunun belirgin şekilde daha az etkili olduğunu bulmuşlardır (134).

2.2.7.2.10. Florid İyontoforezi

İyontoforez, düşük amperli elektrik akımından yararlanılarak iyonların doku içerisine girmelerini sağlar. İyontoforez ile dentin tübüllerinde florid iyon konsantrasyonu artırılmaktadır. Bu artmış konsantrasyon, kalsiyum floridin çökelerek odontoblastik uzantıların parestezisini ve sekonder dentin oluşumunu sağlayarak, uyarıların hidrodinamik mekanizmayla ağrı oluşturmasını engeller (135,136).

Gangarosa (137) yaptığı çalışmada, iyontoforez ile florid uygulanan dişlerde hassasiyetin hemen azaldığını gözlemiştir. Kern ve ark. (138) yaptıkları çalışmada, yine iyontoforez ile hassasiyet tedavisinde hızlı bir başarı elde edildiğini ancak 6 ay sonra tedavinin etkisini yitirdiğini bildirmişlerdir.

2.2.7.2.11. Lazerler

Lazer sistemlerinden Nd:YAG lazer ve CO₂ lazerlerin oluşturdukları yüksek ısılarından dolayı diş hekimliğinde kullanımı sınırlı kalırken; Er:YAG lazerin su emme kapasitesinden dolayı diş hekimliğinde kullanımı daha etkili olmuştur. Dentin hassasiyetinde Er:YAG lazer uygulanmasının, dentin sıvısının yüzey tabakalarını buharlaştırarak sıvı hareketlerini azalttığı tahmin edilmektedir (29,127).

Nd:YAG lazer ve CO₂ lazer uygulamaları sırasında, dentin eriyip dentin tübüllerinin ağzını tıkamaktadır. Sonucunda dentin geçirgenliği azalarak hassasiyet giderme etkisi ortaya çıkmaktadır (127).

Dentin hassasiyetinin tedavisinde bugüne kadar He-He, GaAlAs, Nd:YAG, CO₂, Er:YAG, Excimer tip lazerler kullanılmıştır (29).

2.3. Tam Seramik Restorasyonlar

2.3.1. Tam Seramiklerin Gelişimi

Seramik kelimesi Yunanca “topraktan yapılmış veya yakılmış madde” anlamına gelen “Keramikos veya Keramos” sözcüğünden köken almıştır (21,139). Seramikler metal ve rezin olmayan inorganik yapılardır. Mineraller gibi ham maddelerin yüksek derecelerde fırınlanarak pişirilmeleri ile elde edilirler. Porselen ise 3000 yıldır kullanılan seramiklerin özel bir türüdür. Geleneksel üç doğal mineral olan saf beyaz kil, quartz ve feldspatın karışımından oluşur. Karışımında farklı bir mineral yer aldığı porselen sözcüğü yerine seramik sözcüğünü kullanmak daha doğru olacaktır.

Porselen ilk defa milattan önce 50 yıllarında Çinli’ler tarafından kullanılmış, 16. yy’da Portekiz’li denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir. Bu tarihten 150 yıl önce ise Medicis’lerin destekleriyle porselen yapılmasına çalışılmıştır (139).

Porselen diş hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Fransa’da Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau sert porselenden protez yapımını denemiştir. 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant ilk porselen dişler için patent almıştır (139).

İlk kişisel seramik dişler 1808 yılında İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Fonzi tarafından Paris’te yapılmıştır. 1886’da Matterson altın yaprak ile ilk estetik kronu yapmış ve üzerine seramik pişirmiştir. 1889’da Charles H. Land tarafından ilk seramik tam kronun yapımı ile diş hekimliğinde seramiğin

kullanılması yaygınlaşmıştır (139). Albert Le Gro'nun 1925'te yayınladığı "Diş Hekimliğinde Seramikler" kitabı seramiklerin daha yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır (140).

Seramikler günümüzde kayıp diş dokusunun yerine konulabilmesi için en doğal görünüşlü ve biyolojik olarak da uyumlu materyallerdir. Ancak materyalin düşük gerilme direnci ve kırılabilirliği, metal alt yapıya bağlanarak giderilmiştir. Metal alt yapı dayanıklılık problemini çözerken ışık geçirgenliğini engelleyerek ve metal renklemelerini ortaya çıkararak estetik sonucu azaltmıştır. Aynı zamanda hastaların metallere karşı alerji göstermeleri ve metalin toksik özellikleri gibi ilave nedenler yüzünden diş hekimleri metal desteksiz porselenler üzerinde çalışmaya başlamışlardır. 1965 yılında Mc Lean ve Hughes aluminus seramikleri geliştirerek günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerin temelini oluşturmuşlardır (21).

Kayıp mum (Lost-Wax) tekniği kullanılarak dökülebilir tam seramiklerin ortaya çıkışı 1982 yılında gerçekleşmiştir. 1983 yılında ise kayıp mum tekniğine dayalı IPS Empress sistemi geliştirilmiş ve gelişme 1988 yılında üç üyeli köprü yapımına imkân tanıyan IPS Empress 2 sistemiyle devam etmiştir. 2000 yılında zirkonyum esaslı Cercon sistemi tanıtılmış ve bu sistem posterior bölgede çok üyeli köprülerin yapımına olanak sağlamıştır.

Bilgisayar yardımı ile hazırlanan seramikler (CAD-CAM) için optik ölçü alma tekniği ilk defa 1973 yılında Altschuler tarafından bildirilmiştir ve günümüzdeki gibi aletsel kullanım ise 1988 yılında Kimura, Watanabe ve Shomura tarafından gerçekleştirilmiştir (141).

2.3.2. Tam Seramiklerin Sınıflaması

Tam seramik sistemler yapım tekniklerine göre 5 gruba ayrılırlar. Bunlar (142-145):

A. Isıya Dayanıklı Model Üzerinde Hazırlanan Tam Seramikler

1. Hi-Ceram (Vita, Almanya)
2. İn-Ceram (Vita, Almanya)
3. Vitadur N (Vita, Almanya)
4. Cerestore (Innotek Dental Co., ABD)
5. Mirage (Chameleon Dental, ABD)
6. OPTEC HSP (Jeneric/Pentron, ABD)
7. Techceram (Techceram Technology Center, İngiltere)
8. Aluminus Seramikler
9. Magnesia Kor Seramikler

B. Dökülebilir Tam Seramikler (Cam Seramikler)

1. Dicor (Ceramco/Dentsply, ABD)
2. Cera Pearl (Kyocera, ABD)
3. CD 200
4. CCPG Dökülebilir Kalsiyum Fosfat Cam Seramik
5. OCC Olympus Castable Ceramics (Olympus Co., Japonya)

C. Isı ile Presleme Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. Authentic System (Ceramay, Almanya)
2. Cergogold: Golden Gate Pressable Ceramic (Degussa Dental, Almanya)
3. HeraCeram's Pressable Ceramics (Heraus Kulzer, Almanya)
4. KOOS-Metic (Koos Edelmetalle, Almanya)
5. PLATINA Pres System Ceramic (Heimerle, Almanya)
6. Press-i-Dent Pressable Ceramics (Wieland Dental Ceramics, Almanya)
7. Finesse All-Ceramic System (Ceramco/Dentsply, ABD)
8. OPTEC-OPC(Jeneric/Pentron, ABD)
9. Optimal Pressable Ceramics (Jeneric/Pentron, ABD)
10. IPS Empress (Ivoclar, Liechtenstein)
11. IPS Empress 2 (Ivoclar, Liechtenstein)
12. StylePress (Metalor, İsviçre)
13. CZR (Cerabien Zirkonyum) Press (Noritake Kizai Co., Japonya)
14. Carrara Pres-Full Ceramic System (Elephant, Hollanda)
15. DiamondCrown MPC Pressable Polyceramics (Biodent Belned, Belçika)

D. Bilgisayar Yardımı ile Freze Tekniği Uygulanılarak Şekillendirilen (CAD-CAM) Tam Seramikler

1. Bego Manufacturing (Bego Medical, Almanya)
2. BellaDent (BellaDent, Almanya)

3. Ce.novation (Ce.Novation, Almanya)
4. CERADENT (Universitien, Almanya)
5. Cercon Smart Ceramics (Degussa Dental, Almanya)
6. CEREC 3D (Sirona Dental Systems, Almanya)
7. DCS (DCS Dental, Almanya)
8. DentiCAD (Bego, Almanya)
9. Digident (Girrbach Dental, Almanya)
10. Etkon (Etkon AG, Almanya)
11. Everest (Kavo, Almanya)
12. Inlac (Ritter, Almanya)
13. LAVA-System (3M/ESPE, Almanya)
14. LICORA_CAD/CAM (Girrbach Dental, Almanya)
15. ZFN-Verfahren, Xawex Dental System (I-Mes, Almanya)
16. WOL-CERAM (Wol-Dent, Almanya)
17. CADIM (Advance Comp., Japonya)
18. Decsy (Olympus, Nissan, Shizuoka, Japonya)
19. GNI (GC, Nikon, Hitachi, Japonya)
20. Cicero (Elephant/Degussa, Hollanda)
21. Procera (Procera/Nobel Biocare, İsveç)
22. DECIM (DECIM AB, Ivoclar, Liechtenstein)
23. ALKOM (CAD-CAM technologie, Lüksemburg)
24. DCM (ETH institute, İsviçre)
25. Pro 50™, Cynovad™ (Dentalmatic Technologies Inc, Kanada)
26. Triclone 90 (Renishaw, İngiltere)
27. Xawex (İtalya)
28. Duret System (Hennson, Sopha Bioconcept, Fransa)

E. Kopyalama ve Freze (Copy-Milling, Pantograf) Tekniğiyle Hazırlanan Tam Seramikler

1. Celay ve Celay Plus (Mikrona AG, İsviçre)

2.3.3. IPS Empress 2 Tam Seramik Sistemi

Günümüzde lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{O}_2\text{SiO}_2$) içerikli ilk sistem IPS Empress 2'dir (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Metal desteksiz cam seramik restorasyon yapım tekniklerinin en yenisidir. Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının ana kristal fazını 0.5-4 μm büyüklüğünde hacminin en az % 60'ı kadar lityum disilikat kristalleri, ikincil

kristal fazını ise 0.1-0.3 µm büyüklüğünde lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri oluşturur (2). Lityum disilikat cam seramik ilk kez 1959 yılında geliştirilmiş ancak, bu materyalin; düşük kimyasal direnç, yetersiz yarı geçirgenlik, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle kullanımı gecikmiştir (142).

1988 yılında IPS Empress 2 sisteminin ortaya çıkmasıyla lityum disilikat cam seramiğin ısı ve basınç tekniğiyle birlikte kullanımı güncel hale gelmiştir. Isı basınç tekniğinin lityum disilikat fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı bildirilmektedir (142).

Bu sistemle iki şekilde kron elde edilir. Birincisinde ısı ile preslenmiş kor yapı elde edilir ve üzerine tabakalama yöntemiyle floroapatit yapıda cam seramik uygulanır. İkinci yöntemde ise kron bitmiş haliyle fırına alınarak preslenir ve üzerine dış boyama yöntemiyle renk verilerek kron elde edilir. Bazen bitmiş kronun üzerinden aşındırma ile bir tabaka kaldırılarak bu alanlara uygun yapıdaki mine seramikleri uygulanmaktadır (146). IPS Empress 2 tabakalama ve boyama tekniği materyallerinin ısıl genleşme katsayıları birbirlerinden farklı oldukları için birlikte kullanılamazlar. Dış boyama tekniği daha çok posterior bölgedeki kron, inley ve onleylerde; tabakalama yöntemi ise daha çok ön bölgelerdeki kron ve inleylerde kullanılmaktadır (2).

IPS Empress 2 sisteminde elde edilecek yapıların ilk önce mum modelasyonu yapılır. Bu mum modeller fosfat bağlı özel revetmanı ve silisilik asit içeren likiti kullanılarak manşete alınır. Sistemin kendi özel revetmanı ısınırken oluşan genleşmeyi ve soğurken oluşan büzülmeyle kompanse eder. Ön ısıtma fırınında klasik mum atma tekniği gerçekleştirilir. Manşet soğuk olan ısıtma fırınına yerleştirilerek 800–850 °C'ye gelinceye kadar yaklaşık olarak 90 dk bekletilir. Endikasyona göre Chromoscap renk sıkalasındaki IPS Empress 2 külçelerinden birisi seçilir. Külçeler iki farklı büyüklüktedir. Kron restorasyonları, laminate veneer, inley ve onleyler için küçük; köprü restorasyonları için ise büyük külçeler önerilmektedir. Küçük külçeler 11 mm

çapında 8 mm yüksekliğindeyken, büyük külçeler 11 mm çapında ve 16 mm yüksekliğindedir. Seçilen külçe manşetin üzerindeki tij kanalına yerleştirilerek manşet EP 500 veya EP 600 özel ısı ve basınç fırınına alınır (2).

Isı basınç fırınında tüm süreç otomatik olarak bir program dahilinde gerçekleşir. Fırının ısısı vakum altında 920 °C'ye kadar yükselir ve bu sıcaklıkta tam seramik külçeler eriyerek akışkanlık kazanırlar. Akışkan hale gelen seramik basınçla manşetin içerisine akıtılır. Presleme işlemi bittikten sonra manşet soğuyuncaya kadar basınç uygulamasına devam edilir. Fırından çıkarılan manşet oda ısısında soğuduktan sonra kumlama ile temizlenir. Tij bağlantısı elmas bir frez ile kesilerek restorasyonun model üzerinde kontrol ve uyumlamaları yapılır (2).

Bu sistem lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress sisteminden farklı olarak ön ve arka dişlerde üç üyeli köprü yapılabilmesini sağlar. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci küçük azı en son distal destek olmalı ve gövde en fazla bir küçük azı diş genişliğinde (yaklaşık olarak 7–8 mm) olmalıdır. IPS Empress ve IPS Empress 2'nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır. Bu farklılık IPS Empress 2'nin kırılmaya karşı direncini IPS Empress 'e göre üç kat artırmıştır. Ayrıca IPS Empress 2'de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır (142).

Kontrollü kristallizasyon ile kristallerin dağılımının ve gelişiminin kontrol altında olmasından dolayı IPS Empress 2 seramikte ışık geçirgenliğinin doğal dişe yakın olmasına neden olur (147).

Tabakalama tekniğinde kullanılan IPS Empress 2 külçelerin yapılarında ağırlıkça % 57-80 SiO₂, % 11-19 Li₂O, % 0-13 K₂O, % 0-11 P₂O₅, % 0-8 ZrO₂, % 0-8 renk oksitleri, % 0,1-6 La₂O₃, % 0-5 Al₂O₃, %0-5 MgO içerirler (2).

2.3.4. Tam Seramik Kron Köprü Restorasyonlarında Diş Preparasyonu

Tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen önemli faktörlerden birisi diş kesimidir. Seramiklerin ağız içerisinde dayanıklılık gösterebilmeleri için yeterli hacimde diş kesimi yapılması gerekir. Tam seramik kron veya köprüler için diş kesimi miktarı her bölgede minimum 1mm olmalıdır. Bununla birlikte, fasial yüzeylerde 1.5 mm, okluzal yüzeylerde fonksiyonel tüberküllerde 2mm, fonksiyonel olmayan tüberküllerde ise 1.5 mm'lik bir kesimin yapılması tercih edilir. Aynı şekilde insizal kenarda da 1.5–2 mm'lik bir kesim yapılması önerilir. Keskin kenar ve köşelerden kaçınılarak yumuşak hatlara sahip bir kesim yapılmalıdır. Shoulder veya chamfer tarzında hazırlanmış bir basamak tam seramik kron köprü restorasyonları için önerilmektedir. Basamak kalınlığı fasial yüzeylerde 1 mm, diğer yüzeylerde 0.5–0.7 mm olmalıdır (146).

2.3.4.1. Diş Preparasyonu Sonrasında Pulpal Yaralanma ve Ağrı Oluşturabilecek Faktörler

Sabit restorasyonların simantasyonu sonrasında destek dişlerde % 5-24 arasında değişen oranda pulpal komplikasyon veya ağrı görüldüğü bildirilmiştir. Post-operatif hassasiyet, sabit protezlerin simantasyonu sonrasında ilk birkaç hafta hastayı rahatsız eden en yaygın sorunlardan birisidir. Hastaların % 42'si ısı değişimleri ile duyarlılıktan şikayet ederlerken, daha az oranda olmak üzere spontan ağrılar söz konusu olabilir. Bu ağrılardan, diş kesimi sırasında oluşturulan mekanik travma, bakteriyel enfeksiyonlar, dentin sıvısı akışı ve aşırı okluzal kuvvetler sorumlu tutulmaktadır (8). Pulpal yaralanmaya ve ağrıya neden olabilecek faktörler Tablo 3'de özetlenmektedir (8,17,148).

Tablo 3: Pulpal yaralanmaya veya ağrıya neden olan faktörler**Diş Preparasyonun Etkileri**

- Sürtünmesel ısı oluşumu
- Dişin kuruması
- Dentin tübüllerinin ortama açılması
- Odontoblast uzantılarına doğrudan hasar verme
- Açık dentin yüzeylerinin kimyasal tedavisi

Geçici Restorasyonların Etkileri

- Materyallerin ekzotermik ısı açığa çıkarması
- Uyumsuz geçici restorasyonlar
- Uzun süre kullanım

Restoratif Materyaller ve Yerleştirilmeleriyle İlgili Etkiler

- Materyal toksisitesi
- Yerleştirme basıncı
- Isısal etkiler
- Stres oluşumu

Restorasyon Sonrası Etkiler

- Marjinal sızıntı
- Patolojik okluzyon
- Restorasyon kırıkları

Bu gibi faktörlere dikkat edilerek tedavi işlemleri sırasında ve sonrasında ağrı oluşumu engellenebilir veya muhtemel etkenler düşünülerek restorasyonun tamamlanma aşamasında gerekli önlemler alınabilir. Özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonu sırasında diş yüzeyinin asitlenmesi ve uygulanan rezin simanın etkileri sonucunda hastalarda simantasyon sonrası hassasiyet görülmektedir. Bu hassasiyeti en aza indirmek için prepare edilmiş dentin yüzeylerinin bağlayıcı ajanlarla çok iyi örtülmeleri veya ek olarak dentin hassasiyet gidericilerin kullanılmaları gerekmektedir (7).

2.4. Bağlantı (Adezyon)

2.4.1. Bağlantı Tanımı

Farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetine adezyon denir. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent adı verilir. Adezyonun oluşabilmesi için adeziv ve aderent arasında tam bir temas olması gerekir (149,150).

Adezyon fiziksel, kimyasal ve mekanik olmak üzere üç türde meydana gelir. Fiziksel adezyon, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma türüdür. Kimyasal adezyon, farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine zayıf bir bağlanmadır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü kilitlemedir. Bu kilitlemede geometrik ve reolojik etkenler söz konusudur. Yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik porözitenin neden olduğu mekanik bağlanma geometrik etkenlere, materyalin akışkanlık özelliğinden dolayı bir çıkıntı etrafına akması ve büzülerek tutunması ise reolojik etkenlere örnektir (151,152).

Diş hekimliğinde adezyon, öncelikle mekanik bir kilitleme ile gerçekleşir. Bu kilitlemede kimyasal adezyon olsa bile kimyasal adezyonun sonuç bağlanmaya katkısı sınırlıdır. İyi bir adezyon için adezyon türüne bakılmaksızın sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Bunlar; yüzeylerin temizliği, ıslanabilirlik, temas açısı ve kritik yüzey gerilim değeri gibi faktörlerdir. Bu gereksinimlerin doğru biçimde sağlanması, adeziv ile aderentin arasındaki bağlanma kuvvetini arttıracaktır (153).

2.4.2. Dentin Dokusuna Bağlantı

Dentinin kompleks histolojik yapısından ve değişiklik gösteren özelliklerinden kaynaklanan sorunlar nedeniyle araştırmacılar uzun bir süredir dentin ile rezin arasındaki adezyonu geliştirmek için çalışmalar yapmaktadır.

Dentin içerisinde içi sıvı dolu çok sayıda tübül ve kanalcık olduğundan dentin dokusu her zaman nemlidir. Dentinin su içeriğinin pulpaya yaklaştıkça artan bir değişkenlik gösterdiği bilinmektedir. Dinamik yapıdaki dentinde devamlı bir sıvı alışverişi vardır. Dentinin protein oranı yüksek olduğundan yüzey enerjisi düşüktür. Bu da ıslanabilirliği azaltır ve adezyonu güçleştirir (153).

Dentine adezyon dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Yüzeysel dentinle, derin dentinin nemliliği çok farklıdır (154). Derin dentinde bulunan tübüllerin çapları yüzeysel dentindeki tübüllerden daha geniş olduğundan, derin dentin yüzeysel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir. Önceleri dentin yüzeyinin nemli olması dentine bağlanmada engel oluştururken, günümüzde nemli yüzeye bağlanabilen ıslak bağlantı sistemleri geliştirilmiştir. Ancak bunlarda da dentin yüzeyinin ne kadar nemli olması gerekliliğinin bilinmesi önemli bir problemdir. Ortalama mineral içeriği dentin derinliğiyle değişmemesine rağmen, kollajenden zengin intertübüller dentinin miktarı dentin derinliği arttıkça azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentinde birim hacim başına düşen kollajen miktarı da yüzeysel dentinden, derin dentine doğru azalır. Tübüller içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla dışarıya doğru sürekli bir akış halindedir. Bu nedenle, dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelmektedir (155).

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 (154,156).

Dentinin asitlenmesi ilk kez 1960'da Fusayama (157) tarafından önerilmiştir. 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, intertübüler 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 (158). Dentin yüzeyindeki demineralizasyon derinliği, asidin cinsine, konsantrasyonuna ve asitleme süresine bağlı olduğu gibi, yüzey aktif ajanlara, kalınlaştırıcılara ve modifiye edicilere de bağlıdır (159).

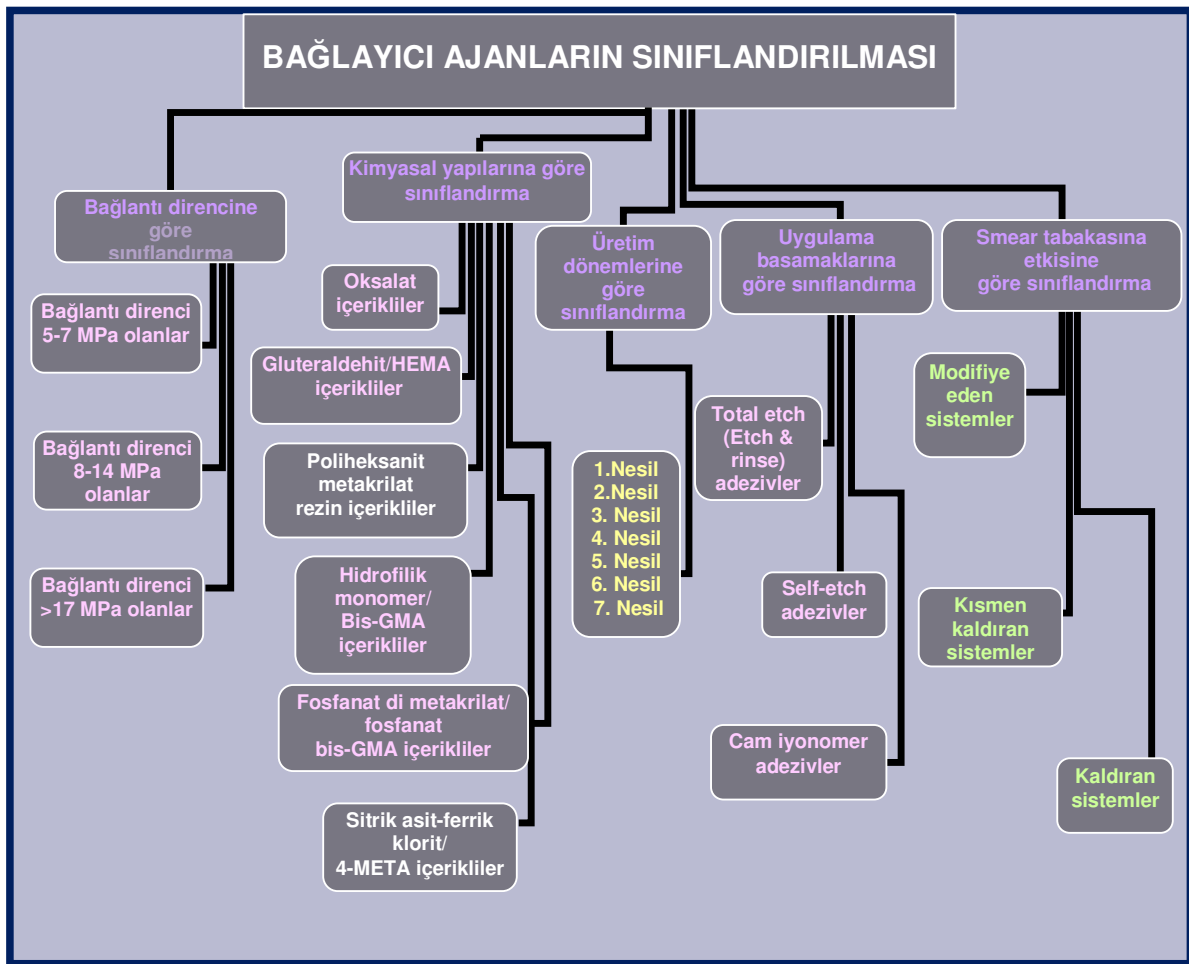
Polimerize olmuş monomer ile dentin kollajeni arasındaki mikromekanik bağlantı hibrit tabaka veya interdifüzyon tabakası olarak adlandırılan ara bir tabaka ile mümkün olur. Hibrit tabaka ilk defa 1982 yılında Nakabayashi (160) tarafından tanımlanmıştır.

Nemli olması ve smear tabakasının bulunması nedenleriyle, kesik dentin yüzeyinde adezyon için gerekli mikromekanik pürüzlülük bulunmamaktadır. Asitle pürüzlendirme yapılarak smear tabakasının bir kısmı veya tümü uzaklaştırılır ve pürüzlü bir yüzey elde edilir. Dentin nemli bir doku olduğundan, asitle pürüzlendirilmiş kesik dentin yüzeyine uygulanacak bağlayıcı ajanın hidrofilik özellikte olması gerekmektedir (161).

2.4.3. Dentin Bağlayıcı Ajanların Sınıflandırılması

Mevcut adeziv sistemlerde farklı bileşimlerde, farklı kimyasal ajanlar bulunduğundan, sınıflandırma oldukça güçtür. Sınıflandırma; üretim dönemlerine göre, kimyasal yapılarına göre, adeziv materyallerin smear tabakasına etkisine göre, bağlanma gücüne göre ve uygulama basamaklarına göre yapılabilir (Tablo 4).

Tablo 4. Bağlayıcı ajanların sınıflandırılması



2.4.3.1. I. Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Gliserofosforik asit dimetakrilat siyanoakrilatlar, Poliüretanlar ve N-Fenilglisilin ve Glisid Metakrilat (NPG-GMA) türevleridir. Metakrilat gruplar akrilik restoratif reçinelere bağlanma gösterirler. Gliserofosforikasit dimetakrilatın hidroliz problemi, siyanoakrilatların kütle polimerizasyonundaki zorluğu bu bağlayıcı ajanların klinikle başarıyla kullanımı engellemiştir (162). Bu sistemle yapılan çalışmalarda dentine zayıf bağlanma dirençleri gösterdikleri bulunmuştur ve geleneksel bağlanma sistemleriyle kıyaslandığında mikrosızıntıyı önlemede bir gelişme sağlamadığı görülmüştür (163).

2.4.3.2. II. Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

İkinci nesil dentin bağlayıcı ajanlar polimerize olabilir fosfatların BIS-GMA rezinlere ilave edilmesiyle geliştirilmiştir (163). Ağız ortamında hidroliz olmaları ve dentin-sement marjinlerinde mikrosızıntıyı önleyememeleri bu sistemin başarısızlığına yol açmıştır (164).

2.4.3.3. III. Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Bu grubun kimyasal özelliği ikinci nesilden çok farklıdır. Karakteristik özelliği çok basamaklı uygulamalar içermesidir. Bağlayıcı sistemin uygulanmasından önce dentine asitleme işlemi uygulanır (165). Kullanılan asitler smear tabakasını yapısını değiştiriler veya ortadan kaldırırlar. Daha sonra hidrofilik primer ve bonding sistem uygulanır. Bu sistem dentin ve sement marjinlerindeki mikrosızıntıyı azaltmada önceki sistemlerden genellikle daha etkilidir. Ancak mikrosızıntıyı tamamen önleyememişlerdir (164).

2.4.3.4. IV. Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Dentin bağlayıcı sistemlerdeki çok önemli gelişmeler total-asitleme kavramının ve çok basamaklı bağlayıcı sistemlerinin geliştirilmesiyle başladı

ve bunun sonucu olarak dördüncü nesil bağlayıcı sistemler geliştirildi. Bu sistemin dentine bağlanma stratejisi 3 esasa dayanır:

1. Demineralize dentin yüzeyine rezinlerin girmesiyle hibrit tabakasının oluşumunun sağlanması,
2. Asitlenmiş dentin yüzeyindeki tübüller içinde rezin tag oluşumunun sağlanması,
3. Dentinin inorganik ve organik içeriğinin kimyasal birleşmesidir (165,166).

Dördüncü nesil bağlayıcı sistemler üç (Total etch sistemler) ya da iki basamakta (Self-etching sistemler) uygulanmışlardır. Üç basamaklı uygulamalar:

- 1.Dentin conditioner
- 2.Dentin primer
- 3.Adeziv rezin

İki basamaklı uygulamalar ise:

- 1.Self-etching primer
- 2.Adeziv rezin, şeklidir.

Bu sistemde dentine bağlanma çeşitli asitlerle smear tabakası ya modifiye edilerek ya çözülerek ya da tamamen kaldırılarak sağlanır (165).

2.4.3.5. V. Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Beşinci nesil dentin bağlayıcı sistemler, dördüncü neslin üç basamaklı sistemindeki (total etch sistem) zor ve karışık olan uygulama prosedürünü en aza indirmek, kolaylaştırmak ve hızlandırmak amacıyla piyasaya sürülmüşlerdir (165). Bu sistemi basitleştirmek için primer ve adeziv rezin birleştirilerek bir şişe içinde kullanıma sunulmuştur. Bu yüzden bu sisteme tek-şişe sistemler de denilmektedir. Dördüncü nesil materyallerde olduğu gibi bu materyallerde, dentine bağlanmayı başarabilmek, hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır. Bu sistemin gelişiminin uygulanan basamak sayısını azalttığı doğru olmasına rağmen, bunun daha kolay ve hızlı bir uygulama sağladığı ifadesi yanlıştır. Çünkü bu sistemde de mine ve dentinin asitlenmesi ve kat-kat primer-adeziv rezin uygulama basamaklarını içerir

(155). İlave olarak bu materyaller dentinin nem içeriğine çok hassastır ve birçok durumda dentine rezinin iyi penetrasyonunu sağlayabilmek için, primer-adeziv rezin kombinasyonunun kat-kat uygulanmasını gerektirir (165).

2.4.3.6. VI. Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Altıncı nesil dentin bağlayıcı sistemler bir tek solüsyon kullanılarak mine ve dentine uygun bağlantı oluşturulması amacıyla geliştirilmişlerdir. Bu materyaller gerçek tek aşamalı bağlayıcı sistemlerdir. Asit, primer ve bağlayıcı sistem tek şişede birleştirilmiştir. Bu sistemlerin ilk örnekleri dentin yüzeylerine iyi bağlanırken mine bağlantıları daha az etkilidir (167).

2.4.3.7. VII. Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Son zamanlarda geliştirilen bu bağlayıcı sistemleri 6. nesil bağlayıcı sistemlerden cam iyonomer içerikli olması ve bazı türlerinin flor salabilmesi ile ayrılırlar (168).

2.4.4. Seramik – Rezin Siman Bağlantısı

Tam seramik restorasyonların klinik başarıları birçok faktöre bağlıdır. Bunlardan biride rezin ile seramik arasındaki bağlantıdır (4). Güçlü, dayanıklı rezin bağlantısı; yüksek tutuculuk sağlar, mikrosızıntıyı önler dolayısıyla postoperatif hassasiyeti azaltır, restore edilmiş diş ve restorasyonun kırılma dayanıklılığını artırır (169). Rezin simanlar konvansiyonel simanlara göre restorasyonlara daha fazla reatansiyon sağlarlar ve dolayısıyla restorasyona direnç kazandırır (170). Seramik-rezin siman bağlantısında mikromekanik kilitleme ve kimyasal bağlantı önemli rol oynarlar (169).

Seramiğin bağlantı yüzeyinin aktivasyonu için pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Pürüzlendirmek için kullanılan yüzey işlemi seçenekleri; aşındırma, dönen aletlere takılan elmas frezlerle abrazyon, alüminyum oksit

partikülleri kullanılarak hava ile abrazyon diğer adıyla kumlama, asit ile dağlama ve bu metodların herhangi bir kombinasyonudur (169).

Seramiklerde hidroflorik asit (HF) veya amonyum biflorid kullanılarak yapılan asit dağlamaları ile uygun yüzey yapısı ve pürüzlülüğü elde edilir. Camsı matriks seçici olarak ortadan kaldırılır ve kristalin yapılar ortaya çıkar. % 2.5 ile % 10 arasındaki hidroflorik asit solusyonlarının 2 ile 3 dakika uygulamalarının başarılı sonuçlar ortaya çıkardığı bildirilmiştir (171). Ancak Canay ve ark. (172), HF asitin 1 dakika uygulanmasının yeterli olacağını daha uzun sürelerde seramik iç yüzeyinde keskin kenarlar oluşarak bu alanlarda stres birikmesi sonucu kırılmalara neden olabileceğini belirtmiştir. IPS Empress sistemi için % 9'luk HF asitin 60 saniye uygulanmasının en başarılı sonuç verdiği bildirilmiştir (169).

Asitle yapılan pürüzlendirme işlemi ile gerçek bir mikoretansiyon sağlanırken, kumlama ile sadece kaba yüzeyler elde edilir ve restorasyon marjinlerinin zarar görme riski vardır. Asit uygulaması ile yüzey enerjisi artırılır. Yüzey enerjisindeki artış seramiğin yapısına, asidin konsantrasyonuna ve uygulama süresine göre değişir (21).

Kato ve ark. (173) hava ile partikül abrazyonunu farklı asit ajanları ile karşılaştırmışlar, hidroflorik asit ve sülfürikasit-hidroflorik asitlerin en uzun süreli bağlanma kuvveti oluşturduğunu bulmuşlardır.

Seramik ile rezin arasında kimyasal bağlantıyı silan bağlayıcı ajan oluşturmaktadır. Yüzeyi pürüzlendirilmiş seramiğe silan uygulanması kovalent ve hidrojen bağlarla kimyasal olarak bir bağlantı sağlar ve yeterli rezin bağlantısı için ana faktördür (169,174). Silanlar, seramik yüzey üzerinde silikon dioksiti hidroksil gruplarıyla bağlayan bifonksiyonel moleküllerdir. Silanların yine rezinlerin organik matriksleriyle kopolimer oluşturan indirgenebilen fonksiyonel bir grupları vardır (175). Silan bağlayıcı ajanlar, genellikle bir silan bağlayıcı ve siloksan bağlarının oluşumunu sağlayan zayıf bir asit içerirler. Silanizasyon ayrıca seramik yüzeyin ıslanabilirliğini artırır (169).

Silan bağlayıcı ajanları üç ana grupta sınıflandırılabilirler (169):

- 1) Hidrolize olmamış tek sıvı olanlar
- 2) Prehidrolize edilmiş tek sıvı olanlar
- 3) 2 veya 3 ayrı sıvıdan oluşanlar

Silan bağlayıcı ajanlar genellikle yüksek miktarlarda çözücüler içerirler. Tek şişe ürünlerin sınırlı raf ömrü vardır ve hızlı çözücü buharlaşması ve hidrolizasyonu gibi silan solüsyonunu kullanışsız hale getiren durumlara karşı hassastırlar (169).

Seramik yüzeylerindeki silanın prova işlemlerinden sonra tekrar uygulanmasının rezidüel organik kontaminasyonlara neden olarak bağlantı kuvvetini azaltabileceği bildirilmiştir. Bu yüzden yapıştırma öncesinde yüzeydeki artıklar aseton veya alkol gibi çözücülerle ya da fosforik asit solüsyonları ile uzaklaştırılmalıdır (169).

Lacy ve ark. (176) yaptıkları bir çalışmada kumlama yapılmış silika bazlı seramiklerin silan uygulanmadan tutucu olmadıklarını bildirmişlerdir.

Shen ve ark. (177) silan uygulamasından sonra seramik yüzeylerine sıcak hava uygulamasının çözücülerin buharlaşmasına neden olduğunu ve ortamda reaksiyonel tabakanın kalarak bağlantı kuvvetini belirgin bir şekilde artırdığını ifade etmişlerdir.

Kim ve ark. (178) yaptıkları çalışmada, lityum disilikat seramiklerde kumlama, asitle dağlama ve silan uygulamasıyla kompozit rezin simanlarla en yüksek bağlantı değerlerinin ortaya çıktığını belirtmişlerdir.

2.5. Kompozit Rezin Yapıştırma Simanları

Adeziv köprü sistemlerinin ortaya çıkması, tam seramik sistemlerin gelişimi ve laminate veneer, inley, onley gibi estetik restorasyonların kullanımının artmasıyla birlikte rezin esaslı yapıştırma simanlarının kullanımı son yıllarda çok artmıştır.

Kompozit rezin yapıştırma simanlarının içerikleri ve fiziksel özellikleri restoratif dental kompozitlere benzemektedir. Kompozit rezin simanlar

dolduruculu Bis-GMA (bis-fenol-a-diglisidimetakrilat) rezin ve diğer metakrilatlar olan UDMA (üretan dimetakrilat) ve TEGDMA'nın (trietilen glikol dimetakrilat) türevleridirler (21). Esas olarak Bis-GMA veya UDMA rezinler ve ağırlığının % 20'si ile % 75'ini oluşturan kristalin silika veya cam dolduruculardan oluşan mikrodolduruculu hibrit kompozitten ibarettirler. Resin matriksi çeşitli miktarlarda seramik doldurucu içeren dimetakrilat monomer ile seyreltilmiş aromatik dimetakrilat karışımı oluşturur (179). Resin matriks ile doldurucular arasındaki bağlanmayı organik silisyum bileşiği olan uzun molekül silanlar sağlamaktadır. Silan bağlayıcı ajanlar rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi resin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltırlar (21). Yapılarındaki doldurucu hacimlerine göre mikrodolduruculu veya hibrit maddeler olarak sınıflandırılırlar. Kompozit resin yapıştırma simanları iki adet akışkan likit, iki ayrı pat veya toz-likit şeklinde piyasada bulunabilirler. Kompozit resin simanlar ağız sıvılarında çözünmezler ve dolayısıyla mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşturma olasılıkları oldukça düşüktür. Diş yüzeylerine oldukça iyi bağlanırlar ve yapısal olarak oldukça dayanıklıdırlar (179).

Kompozit resin yapıştırma simanları polimerizasyon şekillerine göre üçe ayrılırlar:

- 1) Kimyasal olarak polimerize olanlar
- 2) Işık ile polimerize olanlar
- 3) Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olanlar (Dual sertleşen)

Kimyasal olarak polimerize olan resin simanlar, çift pat veya toz-likit formunda üretilmişlerdir. Işıkla sertleşenler ise genellikle tek pat halindedir (21).

Dual sertleşen resin simanlar pat-pat ya da toz-likit şeklinde üretilir. Bu simanın baz kısmında diketon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır (21). Dual sertleşen resin simanlarda hem ışık ile aktive olan başlatıcı kamforkinon hem de kimyasal aktivatör olan peroksit amin bulunur. Dual sertleşen resin simanlarda polimerizasyon, ışık aktivasyonu ile başlar daha sonra kimyasal olarak devam eder (179). Dual sertleşen resin simanlar ışığın ulaşmasının

zor olduğu kalın restorasyonlarda ve interproksimal bölgede etkili polimerizasyon sağlar (180). Dual sertleşen rezin simanlar restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm'den daha kalın) restorasyonlarda kullanılır (21). Kompozit rezin simanlar; farklı maddelere yüksek bağlantı yeteneği, ağız ortamında çözünmezlik ve renk uyum özellikleri nedeni ile estetik restorasyonlarda güvenle kullanılırlar (181).

İndirekt restorasyonların rezin simanlarla yapıştırılmasından sonra postoperatif hassasiyetin ortaya çıkması diş hekimliğinde ortak bir problemdir. Bunun nedeni total etch işlemi sonrasında açıktaki dentin tübüllerinin ağızlarını kapatmadaki başarısızlıktır. Postoperatif hassasiyetten korunmak için smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmayıp modifiye eden self etch adezivlerin kullanılması önerilmektedir (182). Yine artan simanların temizlenmesi sırasında kopan rezin parçacıkları ve polimerizasyon büzülmesi sonucunda marjinal aralık oluşur ve bu alandaki açık dentin yüzeyinden kaynaklı hassasiyet görülebilir (169,183).

Rely X (3M ESPE, St. Paul, ABD) ve FujiCEM (GC Amerika, Alsip, IL, ABD) yapıştırma simanlarının en az postoperatif hassasiyet yapan simanlar olduğu bildirilmiştir (184).

2.6. Dentin Hassasiyet Giderici Ajanların Restorasyon Bağlantı Direncine Etkileri

Yapılan çalışmalarda Gluma Desensitizer (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) dentin hassasiyet giderici ajanın çinkofosfat, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve kompozit rezin simanların tam metal krona bağlantı dirençlerini etkilemedikleri bildirilmiştir (185-187). Aksine Gluma'nın tam metal kronun çinko fosfat, cam iyonomer, Panavia 21 ve rezin modifiye cam iyonomer simanların dentine bağlanma dirençlerini belirgin şekilde azalttığını bildiren bir çalışma da bulunmaktadır (188).

Dentin bağlayıcı ajanların dentin hassasiyet giderici olarak kullanıldığında metal kronlara geleneksel simanların bağlantı direncini azalttığı ve rezin simanlarla bağlantı direncini artırdığı bildirilmektedir (186,189). Aksine bağlantı direncinin geleneksel simanlarda etkilenmediğini bildiren çalışma da bulunmaktadır (185). Bir başka çalışmada ise dentin bağlayıcı ajanın tam metal kron retansiyonunu çinkofosfat simanda azalttığı, cam iyonomer simanda artırdığı ve modifiye rezin simanda çok fazla artırdığı bildirilmektedir (190).

Tam metal kronların cam iyonomer simanla dentine yapıştırıldığı bir çalışmada, dentin hassasiyetini gidermek için uygulanan Biolase lazer, % 5'lik sodyum florid, OxaGel (Art-Dent, São Paulo, Brezilya) ve Gluma dentin hassasiyet giderici ajanların uygulamasının retansiyonu azalttığı bildirilmiştir (191).

Dentin bağlayıcı ajanlar, dentin hassasiyet giderici olarak kullanıldıklarında tam seramiklerin kompozit rezin simanlarla dentine bağlantı dirençlerini olumlu veya olumsuz yönde etkilememektedirler (192). Antibakteriyel içerikli dentin bağlayıcı ajanlar ise kompozit rezinlerin dentine olan bağlantı dirençlerini artırmışlardır (193).

Klorheksidin, sodyum hipoklorid ve tubulisid kırmızısından oluşan 3 aşamalı dentin dezenfeksiyonu, kompozit rezinlerin dentine olan bağlantı dirençlerini artırmışlardır (194).

Klorheksidin ve timol içeren vernik Cervitec'in (Cervitec, Vivadent, Schaan, Lichtenstein) metal braket bağlantısını azalttığı, % 0.012'lik klorheksidin ağız gargarası ve % 40 klorheksidin ve etanol içeren bir başka vernik EC40'ın metal braket bağlantısını dramatik bir şekilde azalttığı bildirilmiştir (195).

Gluma dentin hassasiyet giderici ajanın kompozit rezinlerin ve kompozit rezin simanların dentine bağlantı dirençlerine etkileri net değildir. Çalışmaların büyük bir çoğunluğu bağlantı direncini etilemediğini belirtirken (196-201), bir çalışma bağlantı direncini belirgin bir şekilde artırdığını bildirmiştir (202). Bir başka çalışmada ise Gluma'nın 24 saat sonra yapılan bağlantı testi sonucunda bağlantı direncini etkilemediği görülürken; 7. günde

yapılan test sonucunda bağlantı direncini artırdığı görülmüştür (197). Yine çürükten etkilenmiş dentine self-etch adezivlerin bağlantı direncini, Gluma dentin hassasiyet giderici ajan etkilememiştir (203).

Demineralize dentine florid solusyonları uygulaması, self etch adezivlerin dentine bağlantı direncini istatistiksel olarak anlamlı olmasa da çok az arttırdığı bildirilmiştir (204).

Sodyum ve kalsiyum florid içerikli dentin hassasiyet giderici ajan Biflorid 12 (Voco, Cuxhaven, Almanya) uygulamasının kompozit rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanların dentine bağlantı dirençlerini belirgin şekilde azaltmaktadır (205).

Florid ve rezin (HEMA) içeren Aqua-Prep F (Bisco, Schamburg, ABD) dentin hassasiyet giderici ve dentin ıslatma ajanı uygulamasının derin dentine kompozit rezin bağlantı direncini istatistiksel olarak anlamlı olmasa da çok hafif artırmıştır (202).

Oksalat içeren dentin hassasiyet giderici ajanların bağlantıya etkilerinin incelendiği bir araştırmada, % 2'lik oksalik asit ve rezin solusyonundan oluşan MS Coat (Sun Medical, Shiga, Japonya) uygulamasının dentine bağlayıcı ajan bağlantı direncini belirgin şekilde azalttığı; potasyum oksalat solüsyonu olan Protect Drops (John O Butler Co, Chicago, ABD), % 3'lük oksalik asit jeli olan Oxagel ve potasyum tuzlarının oksalik asitle solüsyonu olan Super Seal (Phoenix Dental Inc., Fenton, ABD) dentin hassasiyet giderici ajanların uygulamasının ise bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediği bildirilmiştir. Bu çalışmada oksalat içerikli dentin hassasiyet giderici ajanların asitle dağlama öncesi uygulanmasının, dağlama işleminden sonra uygulanmasına göre bağlantı kuvvetini dramatik bir şekilde azalttığı bildirilmiştir (206).

Ms Coat uygulaması Panavia F kompozit rezin simanın dentine bağlantı direncini azaltırken Super Bond C&B kompozit rezin simanın dentine bağlantı direncini etkilememiştir (196). Bir başka çalışmada Ms Coat uygulamasının Optibond FL ve Clearfil SE Bond bağlayıcı ajanların dentine bağlantı dirençlerini istatistiksel olarak etkilemediği; Xeno III bağlayıcı ajanın dentine bağlantı direncini dramatik bir şekilde azalttığı bildirilmiştir (198).

OxaGel ve D/Sense 2 (Centrix Inc., Hofheim, Almanya) oksalat içerikli dentin hassasiyet giderici ajanların kompozit rezinlerin ve dentin bağlayıcı ajanların dentine bağlantı kuvvetlerini belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir (201,207).

Oksalat içeren BisBlock (Bisco, Schamburg, IL, ABD) ve Super Seal dentin hassasiyet giderici ajanların dentine uygulanmasının One-Step ve Single Bond adezivlerin dentine bağlantı dirençlerini etkilemedikleri bildirilmiştir. Bununla birlikte Optibond Solo Plus ve Prime&Bond NT adezivlerin dentine bağlantı dirençlerini dramatik bir şekilde azalttıkları bildirilmiştir (208). Bir başka çalışmada ise BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanın One-Step ve Single Bond adezivlerin bağlantı dirençlerini etkilemediği bildirilmiştir (209).

Potasyum nitrat içerikli dentin hassasiyet giderici ajan UltraEZ'in (Ultradent Products Inc., South Jordan, ABD) ve BisBlock'un metal braket bağlantısını azalttığı bildirilmiştir (210,211).

Gluteraldehit ve formaldehitin değişik derişimdeki solüsyonlarının rezinlerin dentine olan bağlantı dirençlerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada; formaldehitin bağlantı direncine belirgin bir etkisinin olmadığı ama % 3'lük solüsyonunun bağlantı direncini istatistiksel olarak anlamsız derecede artırdığı bildirilmiştir. Gluteraldehitin % 5'lik solüsyonunun en iyi bağlantı direncine neden olduğu bildirilmiş ve 24 saat sonra yapılan testlerde kompozitin dentine bağlantı direncini etkilemezken 7. günde yapılan testlerde bağlantı direncini arttırdığı bildirilmiştir (197).

HEMA'nın değişik derişimdeki solüsyonlarının rezinlerin dentine olan bağlantı kuvvetlerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada; % 10'luk HEMA solüsyonunun en yüksek bağlantı kuvvetini ortaya çıkardığı bildirilmiştir, ancak % 10 ile % 30 ve % 50'lik solüsyonların bağlantı kuvvetleri arasında belirgin bir farklılığın bulunmadığı bildirilmiştir (197).

Admira Protect (Voco, Cuxhaven, Almanya), Hemaseal&Cide (Advantage Dental Products, Lake Orion, ABD), Health-Dent (Healthdent'l, Naperville, IL, ABD), HurriSeal (Beutlich, Waukegan, IL, ABD) ve Micro Prime (Danville Engineering Inc., San Ramon, ABD) gibi HEMA içerikli dentin

hassasiyet gidericilerin rezin dentin bağlantı direncini etkilemedikleri veya artırdıkları bildirilmiştir (202,203,205,212).

2.7. Bağlantı Direnci Testleri

Laboratuar koşullarında dental malzemelerin diş dokularına olan bağlantı dirençlerini belirlemede aşağıdaki test yöntemleri kullanılmaktadır (143,213,214):

1. Makaslama (shear)
2. Gerilme (tensile)
3. Tek Düzlem Makaslama (single plane shear)
4. Mikro Makaslama (micro-shear)
5. Makaslama Delme (shear punch)
6. Mikro Makaslama Delme (micro shear punch)
7. Oblik Gerilme (oblique-tensile)
8. Mikro Gerilme (micro-tensile)'dir.

Dentine bağlanan materyallerin değerlendirilmesinde genellikle makaslama ve gerilim bağlantı direnci testleri kullanılmaktadır. Makaslama, gerilme ve mikro gerilme testlerinin sonuçları daha güvenilirdir. Pek çok faktör bu tip testlerin sonuçlarını etkileyebileceğinden bu testler genellikle geniş varyasyon katsayıları olan sonuçlar ortaya koyarlar (215-217).

Retief (218) yaptığı adezyon testlerinin sonucunda gerilim ve makaslama direnci testlerinin sıklıkla kullanılmasına rağmen makaslama testlerinin daha tahmin edilebilir sonuçlar ortaya çıkardığını belirtmiştir. Bununla birlikte, restorasyonların üzerine in vivo olarak uygulanan kuvvetlerin oldukça kompleks yapıda olmaları nedeniyle uygulanan hiçbir yöntem oral çevreyi tam olarak yansıtamamaktadır. Uygulanan tüm deney yöntemlerinde test edilen bütün bağlantı yüzeylerinin her yerde aynı özellikte yani homojen olduğu varsayılır. Ancak bağlantıdaki ana etken olan diş yüzeylerinin homojen olmaması elde edilen sonuçlardaki farklılıkları ortaya çıkarmaktadır (214). Fowler ve ark. (219), insan ve sığır dentini üzerinde gerilim ve

makaslama direnci testlerini karşılaştırmışlar ve makaslama direnci testinde daha fazla adeziv kırılmaların oluşması dışında, her iki test arasında da belirgin bir farklılık bulamamışlardır. Sonuç olarak, araştırmacılar diş ile adeziv arasında meydana gelen bağlantı başarısızlıklarını daha benzer bir şekilde yansıtan makaslama direnci testinin kullanımını önermişlerdir.

ISO bağlantı direnci testlerini her yönden standardize etme girişiminde bulunmuştur. Makaslama ve gerilim kuvvetlerinin uygulanmasından önce, kısa dönemlik test için 37 °C suda 24 saatlik, uzun dönemlik test için ise 37 °C suda 180 günlük saklama ortamını önermektedirler. Sonuçların yorumlanabilmesi için verilerin stres birimlerine çevrilmeleri (birim bölgeye düşen kuvvet=MPa) gerekmektedir. Heyetlerin önerilerine rağmen laboratuarlarda çok çeşitli saklama protokolleri uygulanmaktadır (214,216-220).

9. Isı Banyosu İşlemi

Isı banyosu işlemi bağlantı direnci testlerinin önemli bir komponenti olarak görülmektedir. İlk olarak Nelson ve ark. (221) ısı değişiklikleri nedeniyle sıvılarda marjinal sızıntıların meydana geldiğini göstermişlerdir. Marjinal veya ısıl sızıntının, ısı banyosu işlemi boyunca baskı ve gerilim kuvvetlerinin oluşmasına neden olan diş dokusu ve rezin arasındaki ısıl genişleme katsayıları arasındaki farklılıklar sebebiyle meydana geldiği düşünülmektedir (222). Bazı araştırmacılar polimerizasyon büzülmesi ve ısıl genişleme nedeniyle oluşan kuvvetlerin dentin bağlayıcı ajanların bağlanma direncinden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (222).

Trieste'de yapılan ISO/TC 106 toplantısı sonucu ortaya çıkan teknik raporda, bağlantı direnci araştırmasında kullanılan örneklere, 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C arasında, daldırma süresi 20 sn ve aktarma süresi 5-10 sn olacak şekilde, 500 döngü uygulanması önerilmiştir. Bu öneriler 2000'deki teknik raporda tekrarlanmıştır (216,220). Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) de bu uygulama yöntemini resmi olarak kabul etmiş ve protokol oluşturmuştur (223).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Çalışmada çekilmiş 3. molar dişlerin kullanılmasına ve dişlere bağlı yüzey farklılıklarını minimize etmek için dişlerin hem bukkal hem de lingual yüzeylerinden yararlanılmasına karar verildi. Ancak daimi üst 3. molar dişlerin palatinal yüzeylerinin bukkal yüzeyleri kadar geniş olmamasından dolayı yeterli bağlantı alanın elde edilemediği görülmüştür. Bu nedenle, çalışmada sadece alt daimi 3. molar dişlerin kullanılmasına karar verildi.

Daimi alt 3. molar dişler Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Kliniği'nde ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Kliniği'nde çekilen dişler arasından seçilerek toplandı. Dişlerin seçiminde:

- 1- Cerrahi işlem sonucunda bukkal ve lingual yüzeylerinde mine bütünlüğünün bozulmamış olması
- 2- Çürük ve herhangi bir restorasyonun bulunmaması
gerekli kriterler olarak ele alındı.

Çekim işleminden sonra dişlerin üzerindeki makroskopik doku artıkları bir periodontal alet (Scaler H6/H7, Hu-Friedy, Chicago, ABD) yardımıyla temizlendikten ve akarsu altında iyice yıkandıktan sonra dişler distile su içerisinde oda sıcaklığında muhafaza edildi.

ISO'nun bildirilerinde distile su veya benzeri ortamlarda saklanan dişlerin mümkünse çekiminden hemen sonra veya en geç 6 ay içerisinde kullanılmaları gerektiği önerilmektedir (220). Bu nedenden dolayı çalışmada kullanılan dişler en fazla 1 aylık saklama süresinden sonra kullanılmak üzere çalışmaya dahil edildi.

3.2. Tam Seramik Deney Bloklarının Hazırlanması

Lityum disilikat içerikli IPS Empress 2 tam seramikten (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) deney blokları elde etmek için 3 mm çapında silindirik tij mumu (Wax Wire for Sprues, BEGO, Bremen, Almanya) kullanıldı. Tam yuvarlak mum çubuklar birbirlerine mumla bağlandıktan sonra yüzey gerilimlerinin azaltılması için 60 sn boyunca metil alkol içerisinde bekletildiler. Daha sonra gerekli mum bağlantıları yapılarak sistemin özel manşetine yerleştirildiler. Üreticinin tavsiye ettiği IPS Empress 2 Speed revetmanı (IPS Empress 2 Special Investment Material, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), özel likidi ve distile su ile üreticisinin talimatları doğrultusunda Bego Motova SL vakum cihazında (Bego, Bremen, Almanya) karıştırılarak manşet kalıbına Bego Vibrobody vibratör (Bego, Bremen, Almanya) yardımı ile döküldü. Revetmanın sertleşmesi için bir saat beklendikten sonra kâğıt manşet revetmandan uzaklaştırıldı. Manşet baş aşağı ve eğik konumda olmak üzere ve beraberinde pres pistonu olarak görev gören alüminyum oksit silindire ön ısıtma fırınına yerleştirildi. Fırının ısısı dakikada 5 °C artacak şekilde ayarlandı ve 850 °C'de 60 dk boyunca bekletildi. Manşet ön ısıtma fırınından özel maşası ile alınarak içerisine IPS Empress 2 seramik külçeleri (IPS Empress 2 Ingots, 200, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ve pistonu yerleştirdi. Tablet ve pistonu taşıyan manşet, pres fırını IPS Empress Ivoclar EP 500 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) içerisine konuldu (Şekil 1 ve 2).



Şekil 1. IPS Empress 2 tam seramik materyali



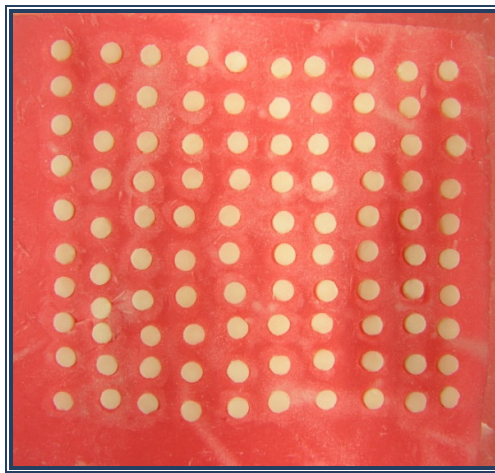
Şekil 2. IPS Express Ivoclar EP 500 porselen fırını

IPS Express 2 külçeleri üreticisinin önerileri doğrultusunda, belirli bir program dahilinde ısı ve basınç altında fırınlandı. Fırınlama işleminin parametreleri Tablo 5'te görülmektedir. Manşet fırınlama işlemi sonrasında çıkarılarak tamamen soğuyuncaya kadar oda ısısında bekletildi. Manşetin soğumasından sonra kumlama aletiyle 4 barlık basınç altında $50 \mu\text{m}$ 'lik cam partiküller (Glass beads $50\mu\text{m}$, Bego, Bremen, Almanya) püskürtülerek tam seramik çubukların üzerindeki revetman uzaklaştırılmaya başlandı ve seramik çubuklara yaklaşıldığında ise son uzaklaştırmalar 2 barlık basınç altında $125 \mu\text{m}$ 'lik alüminyum oksit tozu (Korox; Bego, Bremen, Almanya) ile gerçekleştirildi. Tij bağlantıları elmas separe ile kesilerek uzaklaştırıldı. Ortalama 30 mm uzunluğunda 3 mm çapında silindirik çubuklar elde edildi.

Tablo 5. IPS Empress 2 tam seramik sisteminin fırınlama işlemi parametreleri

| Seramik | IPS Empress 2 |
|---|---------------|
| Hazırlık Sıcaklığı - B (°C) | 700 |
| Sıcaklığın Yükselme Hızı - t (°C/dk) | 60 |
| Basınç Sıcaklığı - T (°C) | 920 |
| İlave Basınçlama Süresi - N (dk) | 3 |
| Basınç Sıcaklığında Bekleme Süresi - H (dk) | 20 |
| Vakumun Başladığı Sıcaklık - V1 (°C) | 500 |
| Vakumun Bittiği Sıcaklık - V2 (°C) | 920 |
| Uygulanan Basınç - P (bar) | 5 |

Elde edilen tam porselen çubuklar düşük hızda kesim yapan hassas kesim cihazına (Buehler Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) yerleştirildi ve 2 ± 0.1 mm kalınlığında kesitler elde edilecek şekilde çubuklar kesildi. 3 mm çapında ve 2 mm kalınlığında 100 adet tam seramik deney bloğu elde edildi (Şekil 3).



Şekil 3. Tam seramik deney blokları

3.3. Dişlerin ve Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması

Çalışmada kullanılacak dişler % 1'lik timol solusyonu içerisinde 1 hafta oda sıcaklığında bekletilerek dezenfekte edildi. Çalışmada kullanılmak üzere 50 adet daimi alt 3. molar diş seçildi. Dişler santral fossaları boyunca bukkal ve lingual bölümlere ayrılmak üzere korondan apikale kadar su soğutması altında 0.38 mm kalınlığında elmas separe (Diatech 910D; Coltène / Whaledent AG, Altstätten, İsviçre) ile ikiye kesildi. Sonra dişlerin pulpa artıkları ekskavatör ile iyice temizlendi.

Dişlerin bağlantı yüzeylerinde standart derinlikte yüzeyel dentin elde etmek amacıyla, minenin en dış bükey yüzeyinde 1.5 mm çapında elmas rond frez (Diatech, Coltène / Whaledent AG, Altstätten, İsviçre) kullanılarak airtör (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ile su soğutması altında 2 adet kesim derinliği rehber çukuru açıldı (Şekil 4). Açılan kesim derinliği rehber çukurlarının tabanı kurşun kalem ile boyandı. Dişler her bir grupta aynı 5 dişin ikiye kesilmesi sonucunda 10 bağlantı örneği oluşturacak şekilde rasgele 10 gruba ayrıldı (Şekil 5).

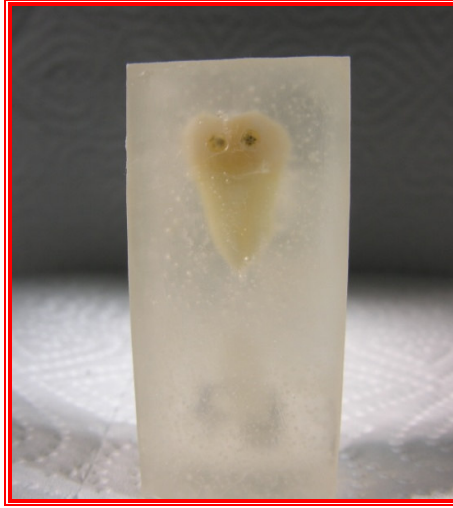


Şekil 4. Kesim derinliği rehber çukurlarının görüntüsü



Şekil 5. Beş dişin ikiye kesilmesiyle elde edilen bir bağlantı deney grubu

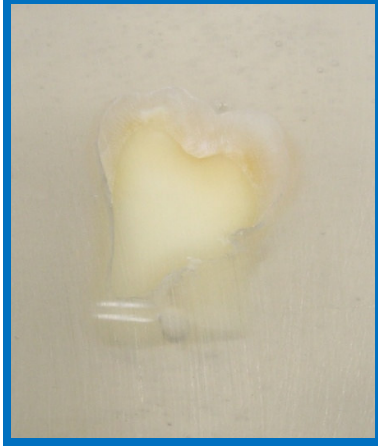
Dişler 10 x 15 x 30 mm'lik standart boşluk sağlayan ağır ve akışkan kıvamlı silikondan (Zhermack Spa, Badia Polesine, İtalya) elde edilen kalıplar içerisinde bağlantı yüzeyleri aşağı bakacak ve uzun akslarına göre çok hafif koronale eğimli olacak şekilde 4 bölgeden toplu iğne ile sabitlendi. Ardından dişler silikon indeksler içerisinde otopolimerizan ortodontik şeffaf akrilik rezin (Dentaurum, Ispringen, Almanya) üreticisinin önerisine göre dökülerek akrilik içerisinde sabitlendi. Akrilik rezin sertleştikten sonra bloklar silikon kalıplardan çıkarıldı ve rezin artıkları uzaklaştırıldı (Şekil 6). Sonra her akrilik blok daha önceki gruplandırma sırasına göre numaralandırıldı ve distile su içerisinde bekletildi.



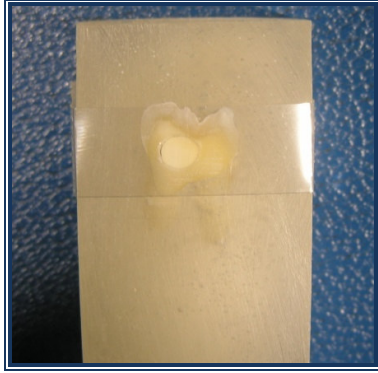
Şekil 6. Otopolimerizan akrilik blok içerisine gömülmüş diş

Dişlerin bağlantı yüzeyleri üzerindeki ince tabaka akrilik resin ve mine dokuları, 180 gritlik silikon karbid zımpara (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) ile dairesel zımpara aleti (Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak su soğutması altında kaldırıldı. Dişler kesim derinliği rehber çukurları ve tabanlarındaki siyah kurşun kalem izleri kayboluncaya kadar 320 gritlik silikon karbid zımpara (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) ile dairesel zımpara aletinde su soğutması altında aşındırılarak dentinde düz bir yüzey oluşturuldu. Dişlerin açığa çıkan yüzeyel dentin bölgelerinde standardize bir smear tabakası oluşturmak üzere, sırasıyla 400 ve 600 gritlik silikon karbid zımpara (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) ile zımparalandı. Dişlerin dentin yüzeylerinde herhangi bir mine kalıntısının olmadığı 25 büyütme ile ışık mikroskobu (Leica MZ12, Heerbrugg, İsviçre) altında incelenerek doğrulandı. Sonuçta 100 adet yer düzlemine dik, düz yüzeyel dentin yüzeyine sahip bağlantı örneği elde edildi (Şekil 7).

Prepare edilen dentin yüzeylerinde bağlantı alanını sınırlamak için polietilen şeffaf matris bandı üzerine 4 mm çapında bir delik açıldı ve bu bantlar ortasındaki çalışma alanının sınırları mineye ve mine-sement birleşiminden daha apikale geçmeyecek şekilde bağlantı modellerinin üzerine yapıştırılarak sabitlendi (Şekil 8).



Şekil 7. Yer düzlemine dik, düz yüzeyel dentin yüzeyine sahip bağlantı örneği



Şekil 8. 4 mm deliğe sahip polietilen şeffaf matris bandı ile bağlantı alanının sınırlandırılması

3.4. Tam Seramik Deney Bloklarının Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması

Tam seramik blokların bağlantı yüzeylerini standardize etmek için yüzeyler sırasıyla 240-400-600 gritlik silikon karbid zımparalar ile su altında zımparalandı. Daha sonra bağlantı yüzey alanını artırmak ve yüzey gerilimini düşürmek için oluşan reaksiyon tabakası, 50 μ m'lik alüminyum oksit (Korox; Bego, Bremen, Almanya) ile 2 bar basınç altında 10 mm uzaklıktan 14 sn

boyunca kumlanarak uzaklaştırıldı. İçerisinde distile su olan ultrasonik banyoda 10 dk temizlendi ve daha sonra hava spreyi ile kurutuldu (224).

Tam seramik blokların bağlantı yüzeyleri % 9,6'lık hidroflorik asit (Porcelain Etch Gel Kit, Pulpdent, İngiltere) ile 60 sn boyunca asitlendiler. Daha sonra 60 sn boyunca hava su spreyi ile yıkanıp kurutuldular (225).

Tam seramik bloklar kullanılacak iki farklı siman sistemine göre her bir grupta 50 adet olmak üzere ikiye ayrıldı. Birinci gruptaki tam porselen bloklara RelyX Seramik Primeri (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), ikinci gruptaki tam porselen bloklara Bisco Porselen Primeri (Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD) aplikatörle birkaç kat uygulanarak 60 sn boyunca kuruması için beklendi (225).

3.5. Dentin Hassasiyet Giderici Ajan Uygulamaları ve Simantasyon İşlemleri

Çalışmada kullanılan dual sertleşen kompozit rezin simanlar RelyX ARC ve Choice; dentin hassasiyet giderici ajanlar Gluma Desensitizer, BisBlock, Pulpdent Desensitizer ve Aqua-Prep F'in içerikleri ve üreticilerine ait bilgiler Tablo 6 ve 7'de görülmektedir.

Çalışmada dual sertleşen rezin siman polimerizasyonunda kullanılan polimerizasyon cihazının ışık gücünün 500 mw/cm^2 olduğu radyometre (Demetron Research Corp., CONN, ABD) ile her deney grubunun başında tekrar tekrar ölçülerek doğrulanmıştır.

Tablo 6. Çalışmada kullanılan dual sertleşen siman sistemleri ve içerisindeki bağlayıcı ajan, silan bağlayıcı ajan ve asitin özellikleri.

| Dual-Sertleşen Rezin Simanlar | Siman, Bağlayıcı Ajan, Silan Bağlayıcı Ajan, Asit | Yapısı | Üretici Firma |
|-------------------------------------|---|--|---------------------------------|
| RelyX ARC Adeziv Rezin Siman | RelyX ARC Base ve Katalizör Pastaları | Bis-GMA, TEG-DMA Zirkonyum silika doldurucusu | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD |
| | Adper Single Bond 2 Bağlayıcı Ajan | HEMA, Bis-GMA, Dimetakrilat rezinler, Metakrilat modifiye polikarboksilik asit kopolimer, Etanol, Su ve ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcı | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD |
| | RelyX Seramik Primeri Silan Bağlayıcı | Prehidrolize silan bağlayıcısı (δ-MPS), Alkol ve Su | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD |
| | Scotchbond Etchant Asit | %37'lik Fosforik asit | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD |
| Choice Estetik Rezin Siman | Choice Base ve Katalizör Pastaları | %40-70 Cam parçacıkları, %10-40 Amorf silika, %5-30 Bis-GMA | Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD |
| | One-Step Plus Bağlayıcı Ajan | %15-40 Bifenil Dimetakrilat, %15-40 HEMA, %40-70 Aseton, %1-10 Dental Cam | Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD |
| | Bisco Porcelain Primer Silan Bağlayıcısı | %30-70 Etanol (alkol), %30-70 Aseton, %1-10 Silan | Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD |
| | UNI-ETCH Asit | %32'lik Fosforik asit | Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD |

Bis-GMA: Bis fenol A Diglisidimetakrilat
 TEG-DMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat
 HEMA: 2-Hidroksietil Metakrilat

Tablo 7. Çalışmada kullanılan dentin hassasiyet giderici ajanların özellikleri.

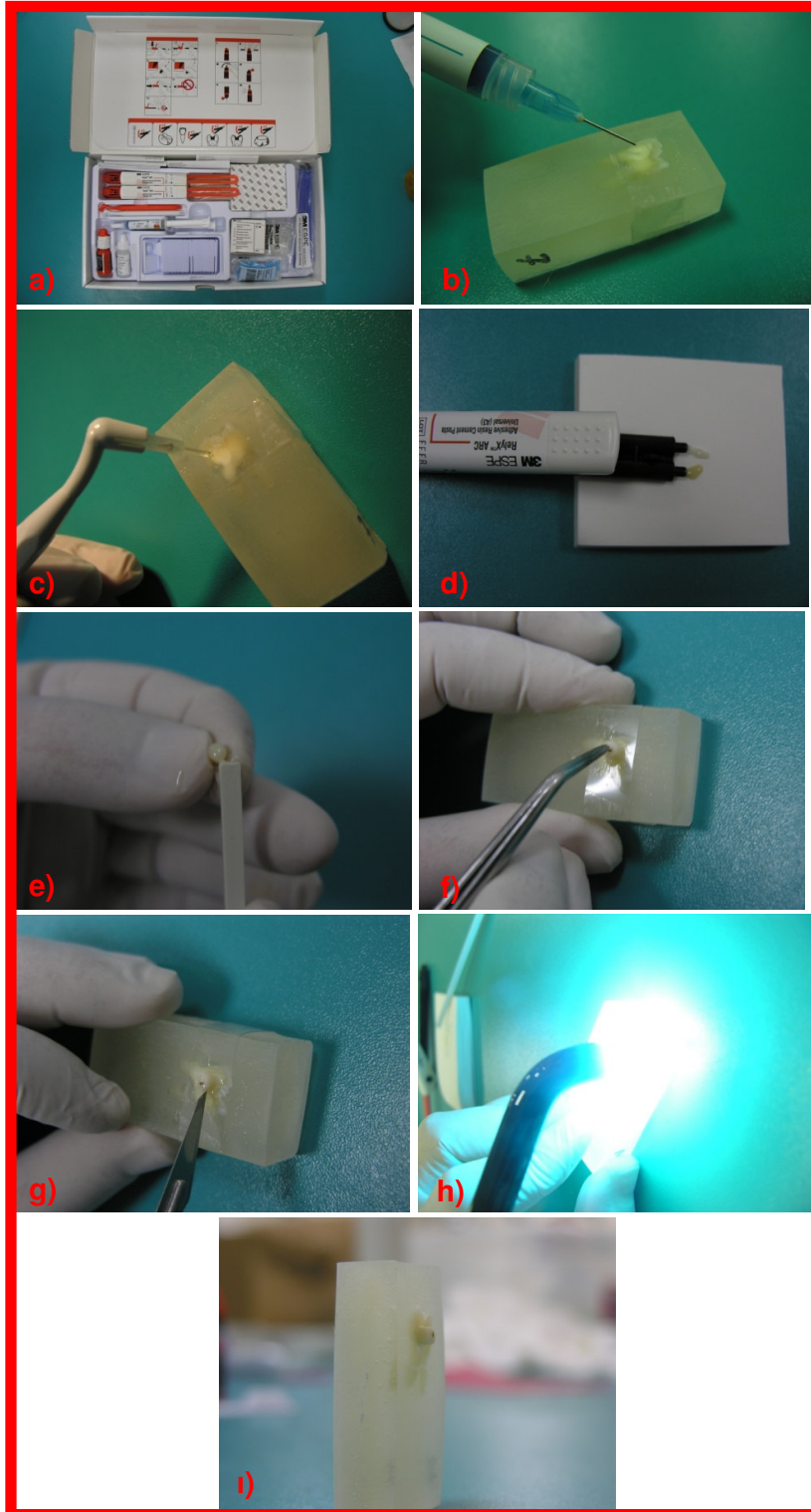
| Dentin Hassasiyet Giderici Ajanlar | Yapısı | Üretici Firma |
|--|--|---|
| Gluma Desensitizer | %35 HEMA(2-Hidroksietil Metakrilat), %5 Gluteraldehit , Saf su | Heraeus Kulzer GmbH & Co., Hanau, Almanya |
| BisBlock Oxalate Dentin Desensitizer | %1-4 Oksalik Asit | Bisco,Inc., Schaumburg, IL, ABD |
| Pulpdent Dentin Desensitizer | %5 Gluteraldehit (1.5-Pentanedial) Saf su | Pulpdent Co., Watertown, MA, ABD |
| Aqua-Prep F Fluoridated Rewetting & Desensitizing Agent | %35 HEMA (2-Hidroksietil Metakrilat), %2 Sodyum Florür, Saf su | Bisco,Inc., Schaumburg, IL, ABD |

3.5.1. Grup 1: RelyX ARC Kontrol Grubu

Bu grupta herhangi bir dentin hassasiyet giderici ajan kullanılmadan tam seramik bloklar RelyX ARC dual sertleşen kompozit rezin siman (3M ESPE, Dental Products, St. Paul, ABD) kullanılarak dentin yüzeylerine yapıştırıldı. Birinci gruptaki deney örneklerinde, yapıştırma simanın üretici önerilerine göre dentin yüzeyleri % 37'lik fosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M ESPE, ABD) ile 15 sn süre ile asitlendi. Daha sonra 10 sn hava su spreyi ile yıkandı ve bir parça pamuk pelet yardımıyla fazla su emdirilerek dentin yüzeyinden uzaklaştırıldı. Dentin yüzeyleri su birikimi olmadan parlak ve hafif nemli olarak görüldü. Single Bond 2 bağlayıcı ajan (3M ESPE Dental Products, St. Paul, ABD) aplikatöre 15 sn iyice emdirilerek asitlenmiş dentin yüzeyine 2–3 kat uygulandı. Bağlayıcı ajanın yüzeyde birikerek kalınlık oluşturmaması için yağ ve su içermeyen hafif basınçtaki hava spreyi ile 5 sn boyunca inceltilerek içerisindeki aseton çözücülerin buharlaşması sağlandı. 500 mw/cm² gücündeki bir polimerizasyon cihazı (Hilux 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) ile 10 sn ışık uygulandı.

Özel kartuş içerisinde kimyasal ve ışıkla sertleşen ayrı pastalar halinde bulunan universal A3 renginde RelyX ARC kompozit rezin yapıştırma simanı

(3M ESPE Dental Products, St. Paul, ABD) karıştırma kâğıdı üzerine eşit miktarlarda sıkılarak, ebonit karıştırma spatülü ile 10 sn iyice karıştırıldı. Tam seramik bloğun bağlantı yüzeyine ince bir tabaka siman uygulandı ve parmak basıncı ile dentin yüzeyine nazikçe bastırıldı. Artık siman kütlesi 11 no'lu bistüri ucu ile temizlendi ve tam seramik bloğun önce bağlantı yüzeyinin üzerinden ve sonra 4 tarafındaki marjin yüzeylerinden 20'şer sn ışık uygulanarak simantasyon işlemi tamamlandı. Şekil 9'da yapılan uygulama aşamaları görülmektedir.



Şekil 9 (a-ı). RelyX ARC siman ile yapıştirılan deney örneğinin simantasyon aşamaları.

3.5.2. Grup 2: RelyX ARC + Gluma Grubu

Bu grupta tam seramik bloklar; % 35 hidroksietilmetakrilat (HEMA), % 5 Gluteraldehit ve % 60 saf su içeren Gluma dentin hassasiyet giderici ajan (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) uygulanmış dentin yüzeylerine RelyX ARC kompozit rezin yapıştırma simanı ile yapıştırıldı. İkinci gruptaki deney örneklerine; grup 1'de anlatıldığı şekilde asit uygulandı, yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra Gluma dentin hassasiyet giderici ajan, asitlenmiş dentin yüzeyine üreticisinin önerisine göre uygulama fırçası ile hafif basınçla fırçalama hareketi yaparak ince bir tabaka halinde uygulandı ve 30 sn boyunca kuruması beklendi. Sonra grup 1'de anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

3.5.3. Grup 3: RelyX ARC + BisBlock Grubu

Bu grupta tam seramik bloklar; oksalat içeren BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan (Bisco, Schaumburg, ABD) uygulanmış dentin yüzeylerine RelyX ARC kompozit rezin yapıştırma simanı ile yapıştırıldı. Üçüncü gruptaki deney örneklerine; grup 1'de anlatıldığı şekilde asit uygulandı ve yıkandı. BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre dentin yüzeyleri görünür su artığı kalmayacak şekilde kurutuldu. Daha sonra BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan uygulama fırçası ile asitlenmiş dentin yüzeylerine uygulandı. Otuz saniye beklendikten sonra hafif basınçtaki su spreji ile tamamen yıkanarak, bir parça pamuk pelet yardımıyla fazla su emdirilerek dentin yüzeyinden uzaklaştırıldı ve dentin yüzeyinin hafifçe görünür bir şekilde nemli kalması sağlandı. Sonra grup 1'de anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

3.5.4. Grup 4: RelyX ARC + Pulpdent Grubu

Bu grupta tam seramik bloklar; % 5 gluteraldehit ve su içeren Pulpdent dentin hassasiyet giderici ajan (Pulpdent Corporation, Watertown, ABD) uygulanmış dentin yüzeylerine RelyX ARC kompozit rezin yapıştırma simanı ile yapıştırıldı. Dördüncü gruptaki deney örneklerine; grup 1'de anlatıldığı şekilde asit uygulandı, yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra Pulpdent dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre bir pamuk pelet yardımıyla 20–30 sn boyunca asitlenmiş dentin yüzeyine sürülerek uygulandı. Hafif bir hava spreyi ile fazla ajan yüzeyden uzaklaştırıldı, ancak yüzey tam olarak kurutulmadan dentin yüzeyinin hafifçe görünür bir şekilde nemli kalması sağlandı. Sonra grup 1'de anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

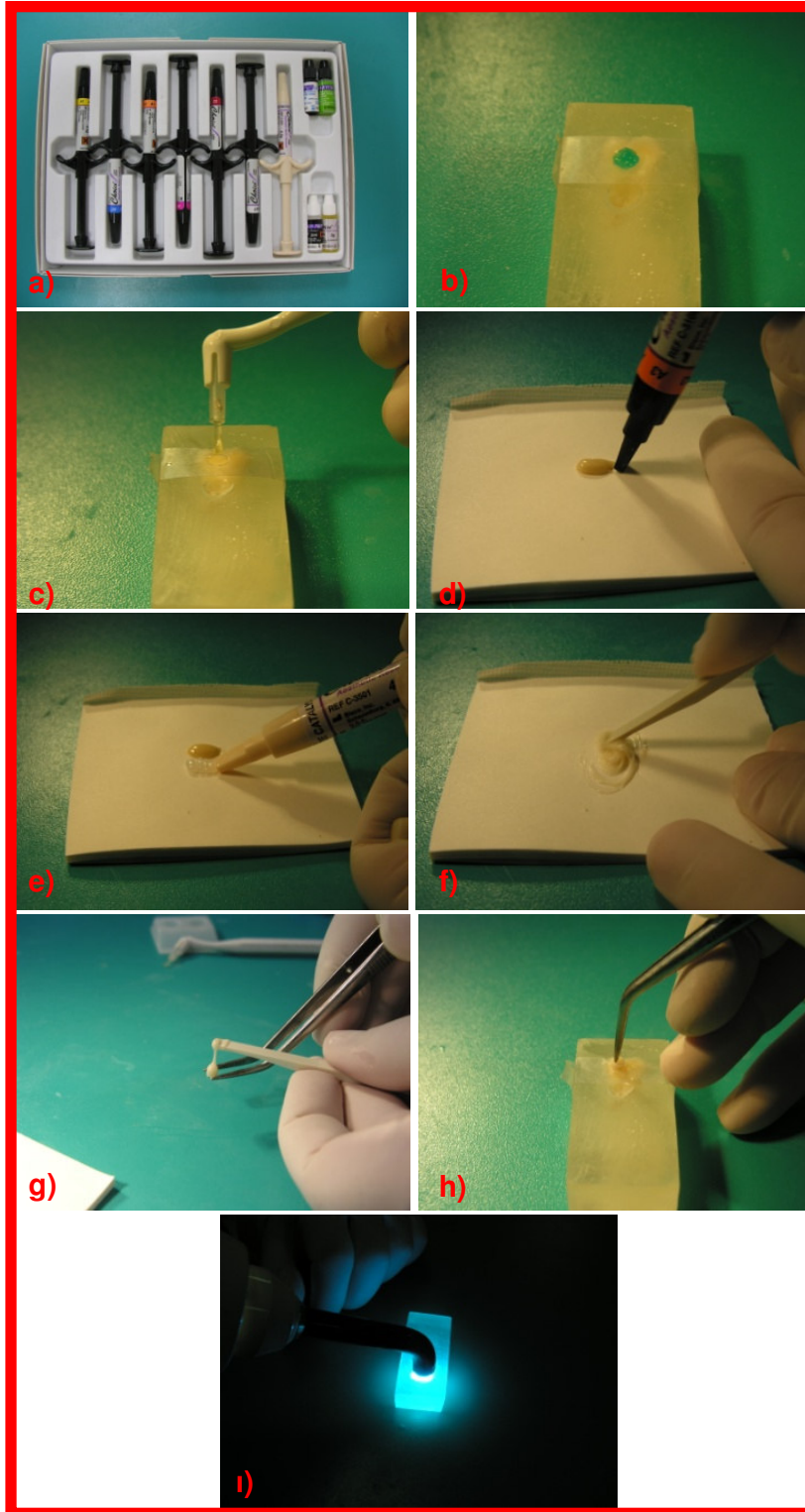
3.5.5. Grup 5: RelyX ARC + Aqua-Prep F Grubu

Bu grupta tam seramik bloklar; % 35 hidroksietilmetakrilat (HEMA), % 2 flor ve saf su içeren Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajan (Bisco, Schaumburg, ABD) uygulanmış dentin yüzeylerine RelyX ARC kompozit rezin yapıştırma simanı ile yapıştırıldı. Beşinci gruptaki deney örneklerine; grup 1'de anlatıldığı şekilde asit uygulandı ve yıkandı. Sonra dentin üzerindeki su artığının oluşturduğu parlaklık kaybolup donuk bir renk alıncaya kadar hava spreyi ile 2–4 sn kurutuldu. Daha sonra 2 damla Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre uygulama fırçası ile asitlenmiş dentin yüzeyine uygulandı. Aqua-Prep F'in 20 sn boyunca dentini ıslatması sağlandı. Fazla ajan yavaşça hava spreyi ile uzaklaştırılarak nemli parlak bir yüzey elde edildi. Sonra grup 1'de anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

3.5.6. Grup 6: Choice Kontrol Grubu

Bu grupta herhangi bir dentin hassasiyet giderici ajan kullanılmadan tam seramik bloklar Choice dual sertleşen kompozit rezin siman (Bisco, Schaumburg, ABD) kullanılarak dentin yüzeylerine yapıştırıldı. Altıncı gruptaki deney örneklerinde yapıştırma simanının üretici önerilerine göre dentin yüzeyleri % 32'lik fosforik asit (Uni-Etch, Bisco, Schaumburg, ABD) ile 15 sn asitlendi. Daha sonra 10 sn hava su spreyi ile yıkandı ve yavaşça hava ile kurutuldu. Dentin yüzeyleri hafif nemli olarak görüldü. One-Step Plus bağlayıcı ajan (Bisco, Schaumburg, ABD) uygulama fırçası ile asitlenmiş dentin yüzeyine 1–2 kat olarak uygulandı. Bağlayıcı ajanın yüzeyde birikerek kalınlık oluşturmaması için yağ ve su içermeyen hafif basınçtaki hava spreyi ile 5 sn boyunca inceltilecek şekilde içerisindeki aseton çözücülerin buharlaşması sağlandı. 500 mw/cm² gücündeki bir polimerizasyon cihazı (Hilux 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) ile 10 sn ışık uygulandı.

Tek tüp içerisinde pasta halinde bulunan A3 rengindeki ışıkla sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanı ve tek tüp içerisinde pasta halinde bulunan kimyasal sertleştirme katalizörü eşit miktarlarda karıştırma kâğıdı üzerine sıkılarak ebonit karıştırma spatülü ile 10 sn iyice karıştırıldı. Tam seramik bloğun bağlantı yüzeyine ince bir tabaka siman uygulandı ve parmak basıncı ile dentin yüzeyine nazikçe bastırıldı. Artık siman kütlesi 11 no'lu bistüri ucu ile temizlendi ve tam seramik bloğun önce bağlantı yüzeyinin üzerinden 40 sn ve sonra 4 tarafındaki marjin yüzeylerinden 20'şer sn ışık uygulanarak simantasyon işlemi tamamlandı. Şekil 10'da yapılan uygulama aşamaları görülmektedir.



Şekil 10 (a-i). Choice siman ile yapılandırılan deney örneğinin simantasyon aşamaları.

3.5.7. Grup 7: Choice + Gluma Grubu

Bu grupta tam seramik bloklar; % 35 hidroksietilmetakrilat (HEMA), % 5 Gluteraldehit ve % 60 saf su içeren Gluma dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentin yüzeylerine Choice kompozit rezin yapıştırma simanı ile yapıştırıldı. Yedinci gruptaki deney örneklerine; grup 6'da anlatıldığı şekilde asit uygulandı, yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra Gluma dentin hassasiyet giderici ajan, asitlenmiş dentin yüzeyine üreticisinin önerisine göre uygulama fırçası ile hafif basınçla fırçalama hareketi yaparak ince bir tabaka halinde uygulandı ve 30 sn boyunca kuruması beklendi. Sonra grup 6'da anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

3.5.8. Grup 8: Choice + BisBlock Grubu

Bu grupta tam seramik bloklar; BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentin yüzeylerine Choice kompozit rezin yapıştırma simanı ile yapıştırıldı. Sekizinci gruptaki deney örneklerine; grup 6'da anlatıldığı şekilde asit uygulandı ve yıkandı. BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre dentin yüzeyleri görünür su artığı kalmayacak şekilde kurutuldu. Daha sonra BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan uygulama fırçası ile asitlenmiş dentin yüzeylerine uygulandı. Otuz saniye beklendikten sonra hafif basınçtaki su spreyi ile tamamen yıkanarak, bir parça pamuk pelet yardımıyla fazla su emdirilerek dentin yüzeyinden uzaklaştırıldı ve dentin yüzeyinin hafifçe görünür bir şekilde nemli kalması sağlandı. Sonra grup 6'da anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

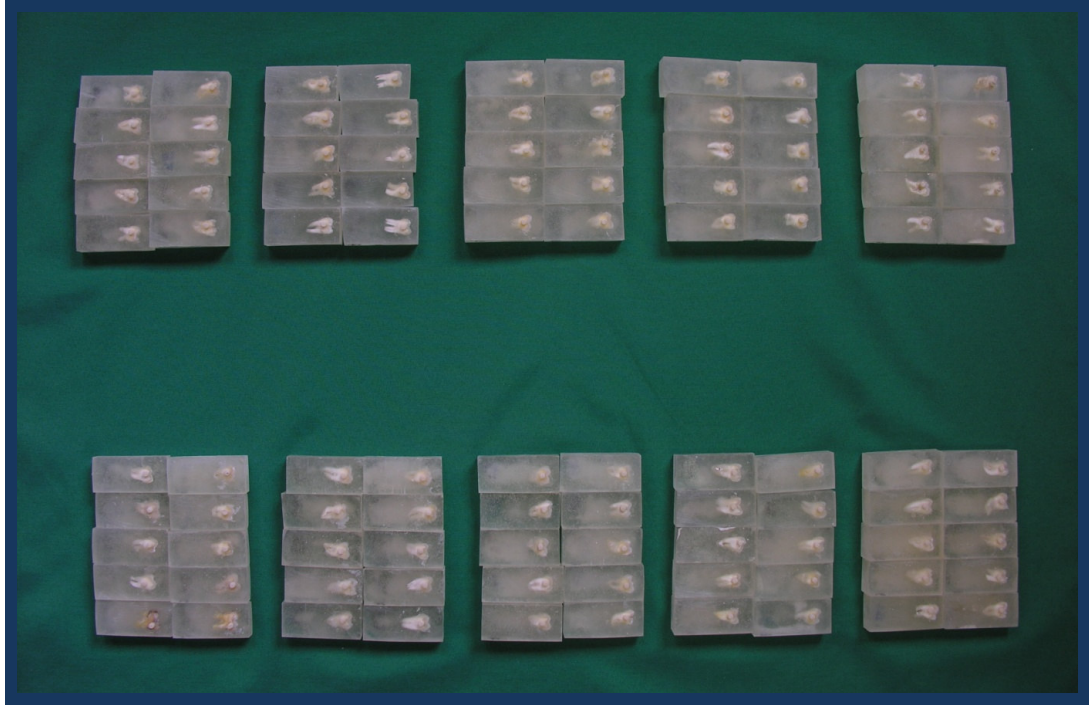
3.5.9. Grup 9: Choice + Pulpdent Grubu

Bu grupta tam seramik bloklar; % 5 gluteraldehit ve su içeren Pulpdent dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentin yüzeylerine Choice kompozit rezin yapıştırma simanıyla yapıştırıldı. Dokuzuncu gruptaki deney örneklerine; grup 6'da anlatıldığı şekilde asit uygulandı, yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra Pulpdent dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre bir pamuk pelet yardımıyla 20–30 sn boyunca asitlenmiş dentin yüzeyine sürülerek uygulandı. Hafif bir hava spreysi ile fazla ajan yüzeyden uzaklaştırıldı, ancak yüzey tam olarak kurutulmadan dentin yüzeyinin hafifçe görünür bir şekilde nemli kalması sağlandı. Sonra grup 6'da anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

3.5.10. Grup 10: Choice + Aqua-Prep F Grubu

Bu grupta tam seramik bloklar; % 35 hidroksietilmetakrilat (HEMA), % 2 flor ve saf su içeren Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentin yüzeylerine Choice kompozit rezin yapıştırma simanıyla yapıştırıldı. Onuncu gruptaki deney örneklerine; grup 6'da anlatıldığı şekilde asit uygulandı ve yıkandı. Sonra dentin üzerindeki su artığının oluşturduğu parlaklık kaybolup donuk bir renk alınca kadar hava spreysi ile 2–4 sn kurutuldu. Daha sonra 2 damla Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre uygulama fırçası ile asitlenmiş dentin yüzeyine uygulandı. Aqua-Prep F'in 20 sn boyunca dentini ıslatması sağlandı. Fazla ajan yavaşça hava spreysi ile uzaklaştırılarak nemli parlak bir yüzey elde edildi. Sonra grup 6'da anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

Tam seramik blokların yüzeyel dentine sahip deney modellerine yapıştırılmalarıyla her grupta 10'ar örnekten toplam 100 adet örnek tek bir uygulayıcı tarafından aynı gün içerisinde yapıştırıldı (Şekil 11). Bağlantı deney örnekleri 24 saat distile su içerisinde oda sıcaklığında bekletildi.



Şekil 11. Simantasyon işlemleri tamamlanmış gruplar halindeki bütün deney örnekleri

3.6. Isı Banyosu İşlemi

ISO önerileri ve ADA protokolleri doğrultusunda bağlantı deney örneklerine 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C'lik su banyoları içerisinde 20 sn bekleme süresinde, banyolar arası transfer zamanı 10 saniye olan ısı banyosu aletinde (Nüve, Ankara, Türkiye) 500 döngü yapıldı (216,220,223) (Şekil 12). Isı banyosu işlemi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.



Şekil 12. Isı banyosu aleti

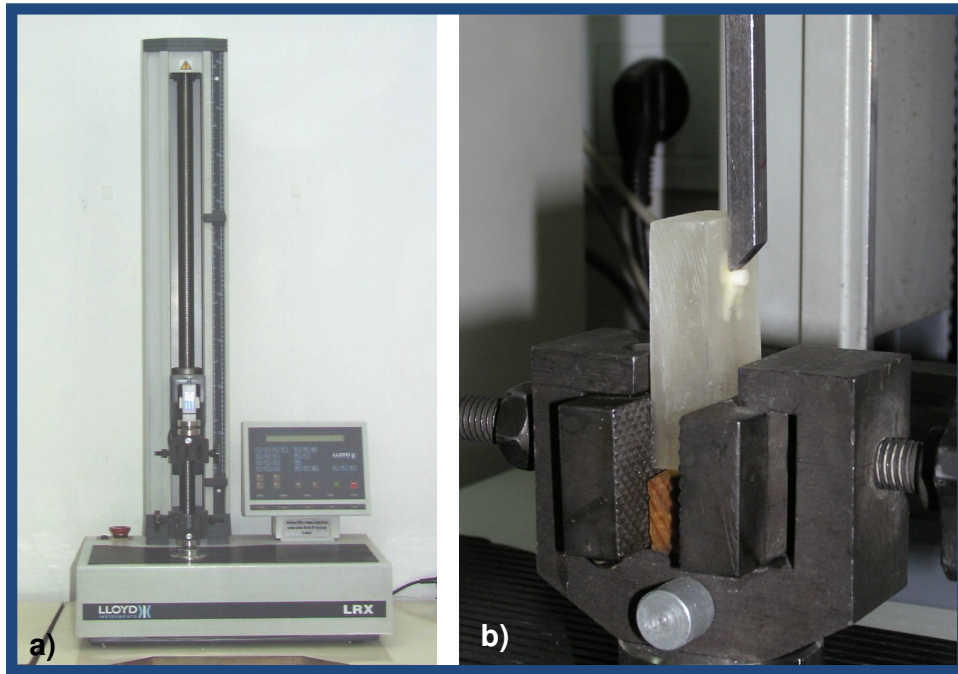
3.7. Makaslama Bağlantı Direnci Testi

Tam seramik blokların dentine makaslama bağlantı testleri 0,5 mm/sn çapraz baş hızına sahip bir üniversal test aleti (Lloyd, Ametek Inc, Hampshire, İngiltere) kullanılarak yapıldı. Test aletinin model tutucuları arasına bağlantı yüzeyleri yer düzlemine dik olacak şekilde deney örnekleri sabitlendi. Test aletinin kırıcı yük ucu akrilik yüzeyine paralel olarak devam edip seramik blokla dentinin tam birleşimine gelecek şekilde ayarlandı (Şekil 13). Deney modelleri grup sıralarına ve grup içerisindeki sıra numaralarına uyularak tek tek kırılma oluşuncaya kadar test aletinde kuvvete maruz bırakıldı. Newton (Nt) cinsinde olan kırılma değerleri test aletinin programı yardımıyla tam seramik blokların yüzey alanlarına (7.065 mm²) bölünerek değerler Megapascal (MPa) cinsine dönüştürülerek kayıt edildi. Test cihazında işlemleri biten örneklerin yüzey incelemeleri ışık mikroskopunda

(Leica MZ12, Heerbrugg, İsviçre) 25 büyütmede yapıldı ve fotoğrafları çekildi. Görsel olarak incelenen fotoğraflarda başarısızlık tipleri şu sınıflamaya göre belirlendi (226):

- 1) Adeziv başarısızlık: Yapıştırma simanının % 25'inden daha az bölümü dişin bağlantı yüzeyinde görülüyorsa.
- 2) Koheziv başarısızlık: Yapıştırma simanının % 75'inden daha fazla bölümü dişin bağlantı yüzeyinde görülüyorsa.
- 3) Karışık başarısızlık: Belirli alanlar adeziv kırılma gösteriyorsa.

Makaslama bağlantı direnci testleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.



Şekil 13 (a-b). Universal test aleti ve bağlantı deney örneğine kuvvet uygulanması

3.8. İstatistiksel Analizler

İstatistiksel analizler SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) bilgisayar paket programının 13.0 versiyonu kullanılarak yapıldı. Verilerin değerlendirilmesinde, ortalama, standart sapma, standart hata, maksimum ve minimum değerler gibi tanımlayıcı istatistiksel analizler kullanıldı. İki farklı simanın tüm değerlerinin birbirleriyle karşılaştırılmasında veri analizinin parametrik yöntemi olan ve iki grup ortalamasının karşılaştırılmasında kullanılan T testi kullanıldı. Her bir siman grubunun kendi içerisindeki alt gruplarıyla karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizinin parametrik olmayan yöntemi Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Grup içi ikili grupların birbirlerine göre karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizinin (One-Way ANOVA) parametrik yöntemi Tukey testi kullanıldı. Gruplar arası ikili grupların birbirlerine göre karşılaştırmalarında veri analizinin parametrik olmayan yöntemi Mann-Whitney U testi kullanıldı. Başarısızlık tiplerinin gruplara göre dağılımlarının karşılaştırılmasında ise X^2 (Ki-kare) testi kullanıldı. İstatistiksel analizlerin sonuçları $p < 0.05$ anlamlılık düzeyine göre değerlendirildi.

4. BULGULAR

IPS Empress 2 tam seramik blokların dentine RelyX ARC ve Choice dual sertleşen rezin simanlarla birlikte; Gluma, BisBlock, Pulpdent ve Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajanlar kullanılarak yapıştırılmasıyla test sonucu elde edilen bağlantı arayüzeyinin makaslama bağlantı dirençlerinin ortalamaları, standart sapmaları, standart hataları, minimum ve maksimum değerleri Tablo 8'de görülmektedir.

Elde edilen değerlerin homojenite ve varyans dağılımlarını incelemek için QQ Plot testi ve Levene istatistiği yapıldı ve sonucunda değerlerin homojen olduğu görüldü ($p=0.118$). Değerlerin homojenite grafiği Şekil 14'te görülürken, homojenite ve varyans dağılımının istatistik tablosu Tablo 9'da görülmektedir.

Tam seramik blokların RelyX ARC ve Choice rezin simanlarla yapıştırılmasıyla elde edilen değerlerin tamamı alt gruplar göz önüne alınmadan T testi ile karşılaştırıldı. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0.00$).

RelyX ARC rezin siman ile yapıştırılan grubun kendi alt grupları içerisindeki kontrol ve dentin hassasiyet giderici ajanlar uygulanan gruplarla karşılaştırması Kruskal-Wallis testi ile yapıldı. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p=0.025$).

Tablo 8. Makaslama bağlantı direnci değerleri

| Rezin Simanlar | DHG Ajanlar | n | Ort. (MPa) | Std. Sapma | Std. Hata | Min. (MPa) | Maks. (MPa) |
|----------------|-------------|-----|------------|------------|-----------|------------|-------------|
| RelyX ARC | Kontrol | 10 | 13.28 | 1.52 | .48 | 11.18 | 15.78 |
| | Gluma | 10 | 15.09 | 2.52 | .80 | 10.95 | 19.90 |
| | BisBlock | 10 | 15.81 | 3.04 | .96 | 11.46 | 20.49 |
| | Pulpdent | 10 | 13.35 | 2.36 | .75 | 10.02 | 17.37 |
| | Aqua-Prep F | 10 | 12.35 | 2.72 | .86 | 9.63 | 17.33 |
| Choice | Kontrol | 10 | 14.89 | 2.04 | .64 | 12.00 | 17.63 |
| | Gluma | 10 | 16.88 | 3.11 | .98 | 11,98 | 20.66 |
| | BisBlock | 10 | 17.43 | 3.33 | 1.05 | 12.44 | 21.09 |
| | Pulpdent | 10 | 15.91 | 3.43 | 1.08 | 11.46 | 21.63 |
| | Aqua-Prep F | 10 | 16.33 | 3.67 | 1.16 | 9.28 | 20.28 |
| Toplam | | 100 | 15.13 | 3.15 | .31 | 9.28 | 21.63 |

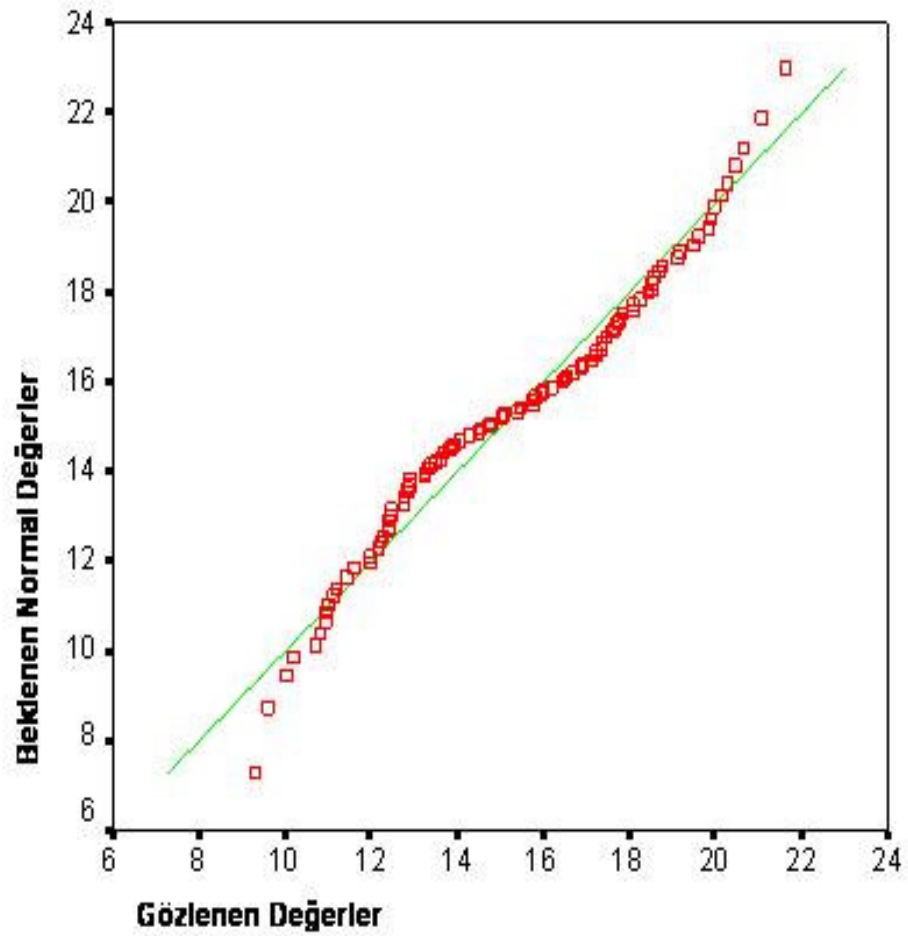
DHG: Dentin Hassasiyet Giderici

N: Örnek Sayısı

Std: Standart

Min: Minimum

Maks: Maksimum



Şekil 14. Bağlantı direnci değerlerinin homojenite grafiği

Tablo 9. Değerlerin homojenite ve varyans analizlerinin istatistik tablosu

| Levene İstatistiği | df1 | df2 | Sig. (p) |
|--------------------|-----|-----|----------|
| 1.632 | 9 | 90 | *.118 |

* $p > .05$ olması değerlerin homojen dağıldığını göstermektedir.

Ortalamlar arasındaki farklılıklar anlamlı bulunduğu için, grupların ikiyeşerli olarak birbirleriyle karşılaştırmaları Tukey (Post-Hoc, One Way ANOVA) testi ile yapıldı. İstatistiksel analiz sonucunda sadece BisBlock grubu ve Aqua-Prep F grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p=0.026$). Diğer gruplar arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamsız olduğu bulundu. RelyX ARC siman ile yapıştırılan grupların birbirleriyle karşılaştırılmalarının istatistiksel sonuçları Tablo 10'da görülmektedir.

Tablo 10. RelyX ARC siman ile yapıştırılan grupların Tukey testiyle karşılaştırma sonuçları

| Karşılaştırılan Gruplar | Ortalama Dizi Farkı | p Değeri |
|-------------------------|---------------------|---------------|
| Kontrol-Gluma | -1.83 | 0.484 |
| Kontrol-BisBlock | -2.53 | 0.172 |
| Kontrol-Pulpdent | -0.07 | 1.000 |
| Kontrol-Aqua Prep F | 0.92 | 0.919 |
| Gluma-BisBlock | -0.71 | 0.968 |
| Gluma-Pulpdent | 1.75 | 0.523 |
| Gluma-Aqua Prep F | 2.74 | 0.117 |
| BisBlock-Pulpdent | 2.46 | 0.194 |
| BisBlock-Aqua Prep F | 3.45 | 0.026* |
| Pulpdent-Aqua Prep F | 0.99 | 0.897 |

* $p < .05$ olması istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.

Choice rezin siman ile yapıştırılan grubun kendi alt grupları içerisindeki kontrol ve dentin hassasiyet giderici ajanlar uygulanan gruplarla karşılaştırması Kruskal-Wallis testi ile yapıldı. Gruplar arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu ($p=0.206$).

Tam seramik blokların RelyX ARC ve Choice rezin simanlarla herhangi bir dentin hassasiyet giderici ajan kullanılmadan yapıştırıldığı

kontrol gruplarının karşılaştırması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. Kontrol grupları arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu ($p=0.70$).

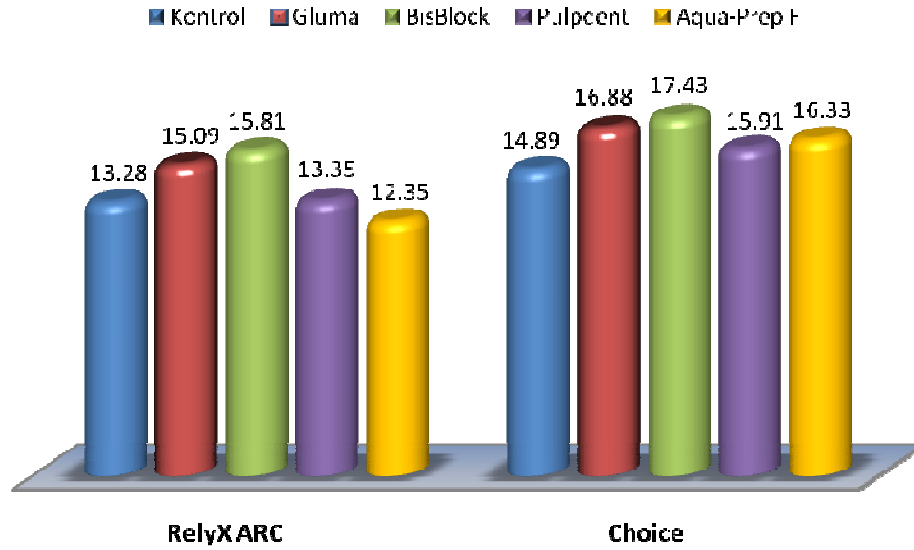
Gluma dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentine tam seramik blokların RelyX ARC ve Choice rezin simanlarla yapıştırılmalarıyla elde edilen makaslama bağlantı değerlerinin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. İki farklı rezin siman grubu arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu ($p=0.174$).

BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentine tam seramik blokların RelyX ARC ve Choice rezin simanlarla yapıştırılmalarıyla elde edilen makaslama bağlantı değerlerinin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. İki farklı rezin siman grubu arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu ($p=0.174$).

Pulpdent dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentine tam seramik blokların RelyX ARC ve Choice rezin simanlarla yapıştırılmalarıyla elde edilen makaslama bağlantı değerlerinin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. İki farklı rezin siman grubu arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu ($p=0.096$).

Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentine tam seramik blokların RelyX ARC ve Choice rezin simanlarla yapıştırılmalarıyla elde edilen makaslama bağlantı değerlerinin karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile yapıldı. İki farklı rezin siman grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p=0.028$). Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmış dentine Choice rezin simanın RelyX ARC simana göre daha yüksek bağlantı direnci sağladığı bulundu.

IPS Empress 2 tam seramik blokların dentine RelyX ARC ve Choice rezin simanlar; Gluma, BisBlock, Pulpdent ve Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajanlar kullanılarak yapıştırılmasıyla elde edilen makaslama bağlantı değerlerinin ortalama MPa değerleri Şekil 15'te görülmektedir.



Şekil 15. IPS Empress 2 tam seramik blokların dentine RelyX ARC ve Choice rezin simanlar; Gluma, BisBlock, Pulpdent ve Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajanlar kullanılarak yapıştırılmasıyla elde edilen makaslama bağlantı dirençlerinin MPa değerlerinin ortalamaları.

Tüm deney örneklerinin bağlantı yüzeylerinin ışık mikroskopuyla incelenmesi sonucunda başarısızlık tipleri belirlendi. Deney örneklerinin hiçbirinde tamamen dentinin veya tam seramik materyalin kendi yapısı içerisinden kopması gibi bir başarısızlık olmamıştır. Adeziv, koheziv ve karışık (adeziv-koheziv) tip başarısızlıkların simanlar ve dentin hassasiyet gruplarına göre dağılımı Tablo 11’de görülmektedir.

Tüm başarısızlıklar arasında sadece 3 adet koheziv başarısızlık görülmüştür. Bütün deney gruplarında başarısızlığın ağırlıklı olarak adeziv tip başarısızlık olduğu bulundu. Adeziv, koheziv ve karışık tip başarısızlıkların örnekleri sırasıyla Şekil 16,17 ve 18’de görülmektedir.

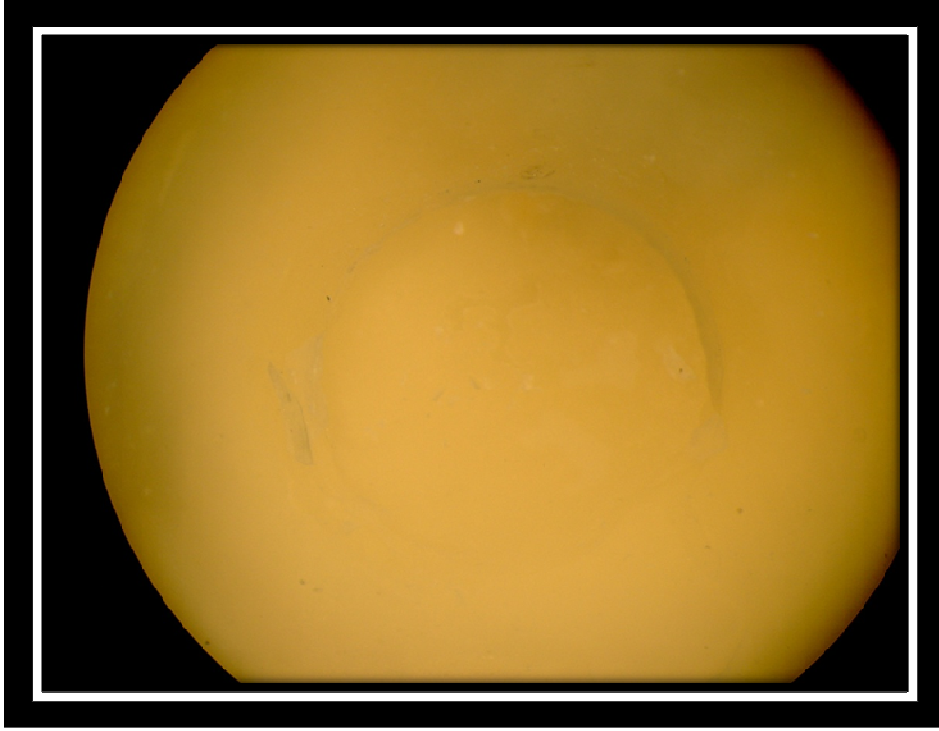
Gruplardaki arasındaki başarısızlık tipi dağılımları arasındaki farklılıklar X^2 testi ile karşılaştırıldı. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p=0.952$) (Tablo 11).

RelyX ARC rezin siman ile yapıştırılan gruplarda başarısızlık tipleri arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p=0.816$) (Tablo 11).

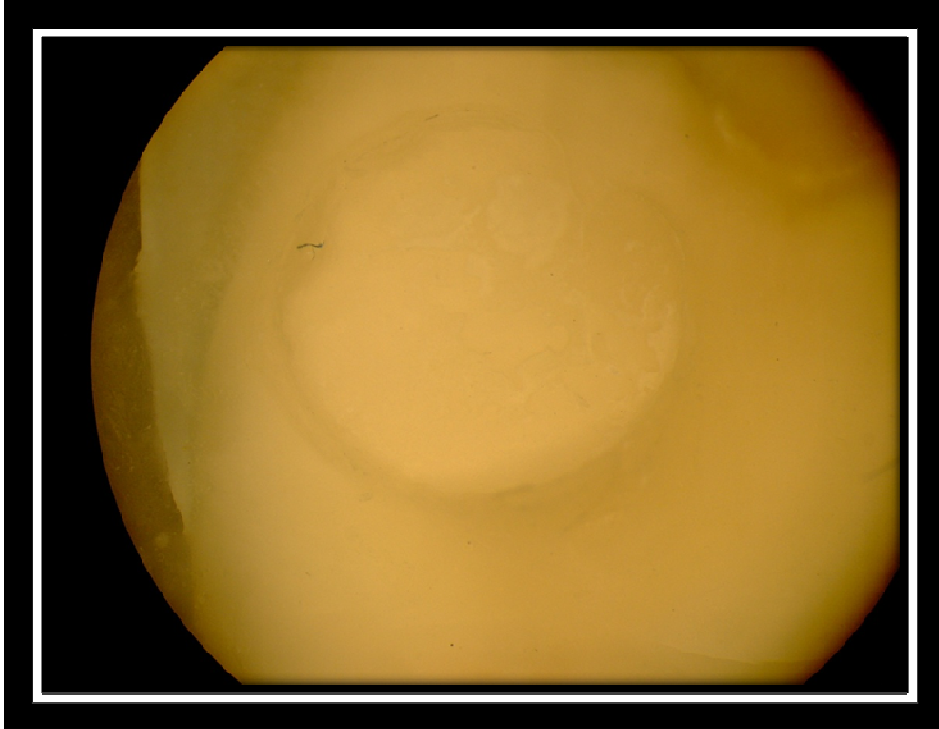
Choice rezin siman ile yapıştırılan gruplarda başarısızlık tipleri arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p=0.802$) (Tablo 11).

Tablo 11. Deney gruplarındaki başarısızlık tiplerinin gruplara göre dağılımı ve χ^2 (Ki-Kare) test sonuçları

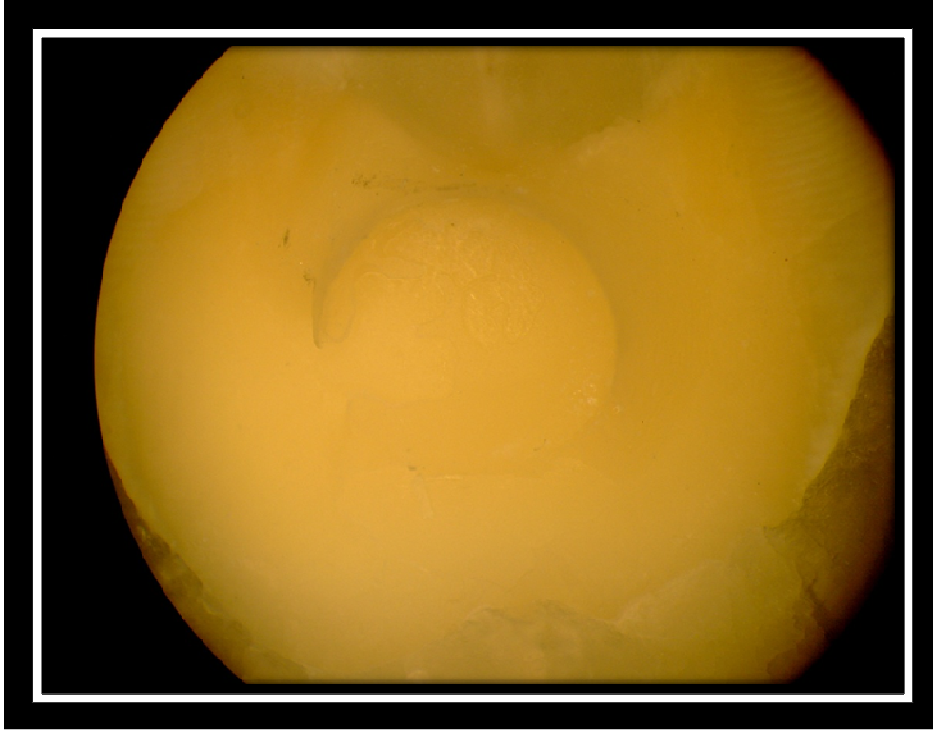
| IPS Empress 2 | RelyX ARC | | | Choice | | |
|-----------------------|-------------------|---------|---------|-------------------|---------|---------|
| | Başarısızlık Tipi | | | Başarısızlık Tipi | | |
| | Adeziv | Koheziv | Karışık | Adeziv | Koheziv | Karışık |
| Kontrol | 8 | 0 | 2 | 7 | 0 | 3 |
| Gluma | 7 | 0 | 3 | 7 | 0 | 3 |
| BisBlock | 7 | 1 | 2 | 7 | 0 | 3 |
| Pulpdent | 8 | 1 | 1 | 6 | 1 | 3 |
| Aqua-Prep F | 7 | 0 | 3 | 8 | 0 | 2 |
| χ^2 Değerleri | p=0.816 | | | p=0.802 | | |
| | p=0.952 | | | | | |



Şekil 16. Adeziv tip başarısızlık görüntüsü



Şekil 17. Koheziv tip başarısızlık görüntüsü



Şekil 18. Karışık tip başarısızlık görüntüsü

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında, farklı içerikteki dentin hassasiyet gidericilerin, tam seramik restorasyonlar altında kullanılacak iki farklı dual sertleşen rezin simanların dişin yüzeyel dentin tabakasına bağlantı dirençlerine etkisi araştırılmıştır.

Günümüz diş hekimliği pratiğinde estetiğe olan yoğun talep, diş hekimlerini estetik kaliteyi daha da artıran malzemeler konusunda araştırmalar yapmaya yöneltmiştir (227). Diş hekimleri metal destekli seramik sabit protezleri sıklıkla uygulamaktadırlar. Ancak metallerin korozyon özelliği, marjinal uyum sağlanmasındaki zorluk ve estetik olarak en önemli sakıncayı yaratan ışık geçirgenliğinin yetersiz oluşu metal desteksiz seramiklere olan ilgiyi artırmıştır. Tam seramik sistemlerdeki gelişmeler, tam seramiklerin metal destekli seramiklerle karşılaştırılabilir derecede yüksek kırılma direncine sahip olmalarını sağlamıştır (1). Tam seramiklerin dirençleri arttıkça, ağız içinde arka bölgede uygulama alanları da artmıştır.

IPS Empress 2 sistemi yüksek miktarda ışık geçirgenliği nedeniyle daha iyi estetik sonuç sağlanmasına yardımcı olur. Aynı zamanda işlenebilirlik özellikleri, parlatılabilmesi ve karşıt dişte düşük aşındırma özelliği, klinik kullanımında tercih sebebidir (147,225). IPS Empress 2 doğal ve diş yapısına benzer bir görünüm sağladığı için, kliniğimizde daha çok tercih edilen bir tam seramik sistemidir. Bu nedenle çalışmanın deney aşamasında tam porselen sistemi olarak IPS Empress 2 sisteminin kullanılması tercih edilmiştir.

Tam seramik restorasyonların klinik başarısızlığındaki iki ana neden kırılma ve bağlantı yetersizliğidir ve uzun dönem başarısında ise simantasyon prosedürleri önemli rol oynar (4,5). Bu tip restorasyonlarda klinik başarıyı artırmak için rezin simanlar üstün mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı sıklıkla kullanılır (3).

Tam kron için diş kesimi yapıldığında, uygun kron konturları ve yeterli okluzal kesim derinliği sağlamak için 1.5 mm civarında bir diş dokusu

kaldırılır (146). Richardson ve ark. (228) posterior bir kron için diş preparasyonu yapıldığında, ortalama 1-2 milyon dentin tübülünün ortama açıldığını bildirmişlerdir. Johnson ve ark. (186) prepare edilmiş dentin alanının ortalama % 1.3-3.3'ünün dentin tübülü ağız açıklıklarından oluştuğunu bildirmişlerdir. Ortama açılan dentin dokusu dış kaynaklı uyaranlara daha çabuk cevap verir. Açık dentin tübüllerindeki dentin sıvısı hareketi, dentin hassasiyetinin oluşmasını sağlar (53). Bergenholtz (9) bakterilerin diş preparasyonundan sonra dentin tübülleri içerisine girerek pulpaya ulaşabileceklerini ve dentinde hassasiyete neden olabileceklerini belirtmiştir. Kron köprü restorasyonlarının yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan çinko fosfat, cam iyonmer simanların asidik doğası ve kompozit rezin simanların dişe bağlanması için gerekli asitleme işlemi, dentin yüzeyindeki smear tabakasının kaybolmasına neden olur. Yapıştırma simanı dentin tübülleri içerisine girer ve burada sertleşerek pulpada çok fazla miktarda hidrostatik basınca neden olarak hassasiyet semptomlarının gelişmesine neden olur (82,229).

Kron köprü simantasyonundan sonra vital destek dişlerin % 15'inde hassasiyet görüldüğü belirtilmiştir (230). Ancak bu oranın bir yıl sonunda % 3'lere kadar düştüğü bildirilmiştir (231). Resin simanların genellikle postoperatif diş hassasiyetine neden olduğu da rapor edilmiştir (184). Simantasyon işlemlerinden sonra oluşabilecek hassasiyeti önlemek için dentin hassasiyet giderici ajanların uygulanması önerilmektedir (7,182,184).

Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda tam seramik restorasyonların klinik başarısında büyük önem taşıyan seramiğin resin simanla dentine bağlantısının, 4 farklı içerikteki dentin hassasiyet giderici ajan uygulamasından nasıl etkilendiği araştırılmıştır.

Diş yapısına adezyonu test etmek için ISO, daimi insan dişi veya daimi sığır dişlerinin kullanılmasını önermektedir (220). Çok sayıda çürüksüz, sağlam çekilmiş dişin elde edilmesi gün geçtikçe zorlaşmaktadır. Bundan dolayı adezyon testlerinde insan dişlerinin yerine kullanılacak en yakın aday sığır dişleridir. Bir çalışmada 4 farklı dentin bağlayıcı ajanın makaslama

bağlantı direncinin yüzeyel insan dişi ve yüzeyel sığır dişi arasında belirgin bir farklılığı olmadığı bildirilmiştir (232).

ISO, eğer mümkünse 16-40 yaş arasındaki bireylerin 3. daimi molar dişlerinin veya 5 yaşını doldurmamış sığırların mandibular keser dişlerinin bağlantı testlerinde kullanılmasını önermektedir (220). Çalışmamızda ISO'nun önerileri doğrultusunda daimi alt 3. molar dişler kullanılmıştır.

Genellikle çalışmalarda kullanılan dişlerin ait oldukları bireylerin yaşları bilinmemektedir. Bir çalışmada yaşları 9-21 arasında olan genç bireylerin dentini ile yaşları 42-64 olan yaşlı bireylerin dentinin bağlantı dirençlerinin benzer olduğu bildirmiştir (233).

ISO'nun bildirilerinde distile su veya benzeri ortamlarda saklanan dişlerin mümkünse çekiminden hemen sonra veya en geç 6 ay içerisinde kullanılmaları gerektiği önerilmektedir (220). Çalışmamızda kullanılan dişler, Erkut ve ark.nın (234) çalışmalarına benzer olarak en fazla 1 ay boyunca distile suda muhafaza edilen dişlerden oluşturulmuştur.

Dişlerin test öncesinde saklama koşulları arasındaki farklılıklar test sonuçlarını etkileyebilir. Titley ve ark. nın (235) yeni çekilmiş sığır dişlerini kullandıkları çalışmalarında; 10 farklı saklama solüsyonu veya uygulamasının Scotchbond Multipurpose sistemin bağlantı direncine etkilerini araştırmışlardır. Tüm dişler, her grupta 2 ay bekletildikten sonra kontrol grubunda 24 saat distile su içerisinde bekletilen dişlerle karşılaştırılmışlardır. En yüksek bağlantı direnci değerlerinin 24 saat distile suda bekletilen kontrol grubundan sonra, -20 °C'de dondurulan dişlerde görüldüğünü bildirmişlerdir. Formalin ve sodyum hipoklorit içerisinde veya dondurularak saklanan dişler, distile su içerisinde veya timol solüsyonu içerisinde saklanan dişlere göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlantı direnci sergiledikleri bildirilmiştir. Araştırmacılar yeterli sayıda dişin aynı anda elde edilemediği durumlarda, dişlerin ileride kullanılmak üzere dondurularak saklanmasını önermişlerdir (235).

Çalışmamızda dişler ISO önerilerinde bulunan ve bazı araştırmalarda da uygulanan distile su içerisinde ve oda sıcaklığında saklanmıştır (220).

Tam seramik sistemlerin bağlantılarını test etmek için kullanılan deney örneklerinin boyutları literatürde farklılık göstermektedir. Ancak bu farklılık, deney sonucu elde edilen Newton cinsinden kuvvet değerlerinin, deney örneği yüzey alanına bölünmesiyle elde edilen, birim alana düşen kuvvetin MPa cinsinden bildirilmesiyle standardize edilmiştir.

Her bir dişe ait yapısal farklılıkların bağlantı direncini etkilediği belirtilmiştir (236). Çalışmamızda bu farklılıkların etkisini azaltmak için, Saraç ve ark.nın (237) uyguladığı gibi dişler mesio-distal olarak dikey yönde ikiye kesilerek tek bir diştten bukkal ve lingual olmak üzere 2 ayrı bağlantı yüzeyi elde edilmiştir.

Dentin yüzeyinde standardize smear tabakası oluşturmak için çoğu çalışmada 600 gritlik silikon karbid zımpara ile zımparalama işlemi yapılmaktadır. Değişik grit büyüklüğüne sahip zımparaların oluşturduğu yüzey şeklinin bağlantıya etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, McInnes ve ark. (238) 600 gritlik zımparanın etkisinin 320 gritlik zımparadan sonra bitirme frezinin uygulanmasıyla aynı yüzey özelliklerine ve bağlantı direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Dentinin özellikleri uygun adezyon sağlamak için önemlidir. Bağlantı direnci testlerinde bağlantı alanı için kullanılan dentin bölgesi ve derinliği test sonuçlarını etkilemektedir (236). Yeşilyurt ve Bulucu (236) total-etch adezivlerin, derin ve yüzeyel dentinde bağlantı dirençlerini inceledikleri çalışmalarında, derin ve yüzeyel dentin arasında bağlantı direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Yine de yüzeyel dentindeki bağlantı direnci değerlerinin derin dentine göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda diş yüzeylerinde dentin dokusu açığa çıkarılırken, klinikteki kesim derinlikleri göz önüne alınarak bukkal ve lingual diş yüzeylerinde 1.5 mm çapında rond frezlerle derinlik işaretlemeleri yapılmıştır. Böylece tüm bağlantı yüzeylerinin yüzeyel dentinde olması sağlanmıştır.

İn vitro çalışmalar, dentinin 15 saniye asitlenmesinin, 30 ve 60 saniye asitleme süresine göre daha yüksek bağlantı direnci değerleri ortaya koyduğunu göstermişlerdir. Dentinin 120 saniye asitlenmesinin bağlantı

değerlerini dramatik bir şekilde düşürdüğünü belirtmişlerdir. Bağlantı yüzeyinde demineralize bir alanın oluşmasının bağlantıyı negatif yönde etkileyeceği için fazla asitleme süresinin optimal süreye göre çok daha düşük bağlantı değerleri ortaya çıkardığı bildirilmiştir (239).

Çalışmamızda, kompozit rezin siman setlerinin içerisindeki asitler kullanılarak, üreticilerinin önerilerine göre dentin yüzeylerine 15 sn fosforik asit uygulanmıştır.

Spohr ve ark. nın (4) IPS Empress 2 seramik disklere RelyX ARC rezin simanın bağlantısında, alternatif seramik yüzey işlemlerinin bağlantı direncine etkisini araştırdıkları çalışmada; % 10'luk HF asit ve silan uygulamasının sadece kumlama, kumlama silanlama ve sadece HF asit uygulamasına göre en yüksek bağlanma direnci değeri ortaya çıkardığını bildirmişlerdir. Yine 50 µm alüminyum oksit tozu ile kumlamanın 100 µm toza göre daha iyi bağlantı direnci değerleri ortaya çıkardığını göstermişlerdir (4). Bu nedenle çalışmamızda, seramik yüzeylerinin kumlamaları 50 µm alüminyum oksit tozu ile yapılmıştır.

Kompozit rezin yapıştırma simanlarının seramik yüzeylerine mikromekanik bağlantılarını artırmak için HF asit en çok tercih edilen asitleme yöntemidir. Bununla birlikte seramik yüzeylerinde asitleme işlemi için ortofosforik, sülfirik, nitrik, asidüle fosfat florid ve amonyum hidrojen diflorid gibi değişik asitlerin de uygulanabileceği bildirilmiştir (240).

Madani ve ark. (241) yüksek dirençli alümin kor porselenine % 5 ve % 9,5'lik HF asit jeli uygulamasının bağlantı kuvvetine etkisini araştırdıkları çalışmalarında; iki oranın bağlantı direnci arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yaratmadığını bildirmişlerdir.

Lityum disilikat yapıdaki tam seramik sistemlerde yüksek bağlantı direnci elde etmek için 50 µm'lik alüminyum oksit tozu ile kumlama, HF asit ile asitleme ve silan bağlayıcı ajan uygulanması önerilmektedir (169,178).

Bu araştırmalarla uygun olarak, çalışmanın deney aşamasında IPS Empress 2 tam seramik bloklarda yüzey işlemi olarak 50 µm'lik alüminyum oksit tozu ile kumlama yapılmıştır. Ardından % 9,6'lık HF asit uygulaması

yapılarak bu yüzeylere rezin simanların kendi silan bağlayıcı ajanı uygulanmıştır.

Gelişen dental teknoloji ile son yıllarda ortaya çıkan 2 yada 3 çözücüden oluşan yeni nesil silanların, seramiklerin bağlantı direncini tek likit silanlardan daha fazla artırdığı bildirilmiştir (1,242). Silan bağlayıcı ajanların etkileri arasındaki farklılığın ajanların hidrolize olma dereceleriyle ilişkili olduğu belirtilmektedir. Hidrolize olma derecesi yüksek olan silan bağlayıcı ajanın daha iyi bağlantı sağladığı rapor edilmiştir (4). Tam seramik yüzeylerin silanlanmasından sonra yüzeylerin su veya diğer çözücülerle kontamine olmasının, bağlantı direncinin azalmasına neden olduğu bildirilmektedir (243).

RelyX ve FujiCEM yapıştırma simanlarının en az postoperatif hassasiyete neden olan simanlar olduğu bildirilmiştir (184). Kümbüloğlu ve ark. (244) 4 farklı rezin yapıştırma simanının fiziksel ve kimyasal özelliklerini karşılaştırdıkları araştırmalarında; RelyX ARC rezin simanın en yüksek polimerizasyon derecesine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Caughman ve ark. (245) Choice rezin simanın dual sertleştirme pastası ile birlikte 3 mm seramik altında kullanıldığında, % 100 oranında polimerize olduğunu bildirmişlerdir. Bu araştırmalar, RelyX ARC ve Choice rezin simanların tam seramik kronlar gibi kalın restorasyonlar altında güvenle polimerize edilebileceğini ve kullanılabilirliğini göstermektedir.

Makaslama testleri gibi laboratuarda uygulanan bağlantı kuvveti testleri, deney örneklerinde kopma meydana gelinceye kadar yük uygulanması prensibine dayanmaktadır. Bu nedenle tam seramik veya kompozit gibi bağlanan materyal ile dentin bağlayıcı sistem arasındaki bağlantı direncini test etmek için stresin en fazla biriktiği bölge olan ara yüz bağlantısı esas alınır (246). Restorasyonlar üzerine yükleme yapıldığında dentin dokusu-yapıştırma simanı-seramik ara yüzlerinde yüksek miktarlarda gerilim kuvveti oluşacağı ve ara yüzde meydana gelen bu stresin seramik, yapıştırma simanı ve dentin arasındaki gerilim farkından kaynaklandığı bildirilmiştir (1).

Sonlu elemanlar analizi geleneksel gerilme ve makaslama testlerinin, test düzeneklerine düzgün bir iç yapısal stres uygulayamadıklarını ve bu test sonuçlarının test edilen ara yüzün geometrisi, kuvvet uygulama şekli, materyallerin elastik modülleri, bağlantı örneğinin boyutları gibi birçok faktöre bağlı olduğunu göstermiştir (215,247-249). Daha büyük adeziv bağlantı alanlarında daha düşük bağlantı dirençlerinin oluşmasının nedeninin, artmış orandaki çatlak oluşumu olduğu belirtilmiştir (215,247).

Ağız içi kuvvetlerin kompleks yapılarından dolayı makaslama veya gerilme testlerinde simüle edilemeyecekleri belirtilmektedir. Makaslama ve gerilme direnci testleri karşılaştırıldığında, ölçülen bağlantı dirençlerinde belirgin bir farklılık görülmediği, ancak adeziv tip başarısızlığın, makaslama direnci testleri sonucunda daha sık olarak görüldüğü bildirilmiştir. Bu nedenle makaslama direnci testinin adezyon testlerinde tercih edilmesi önerilmektedir (219). Literatürde en yaygın olarak kullanılan testin, makaslama testleri olduğu bildirilmiştir (169,250).

Adeziv tip başarısızlığın makaslama direnci testlerinde daha çok oranda görüldüğü bilgisiyle uyumlu olarak çalışmamızda, test örneklerinin % 72'sinde adeziv tip başarısızlık görülmüştür.

ISO, makaslama bağlantı direnci testlerinde kırıcı yükün 0.45 ile 1.05 mm/sn arasında bir çapraz baş hızıyla uygulanmasını önermektedir (220). Ancak birçok çalışmada 5.00 mm/sn'ye ulaşabilen çok farklı uygulama hızları görülmektedir (251-253). Makaslama bağlantı dirençlerinin ve başarısızlık tiplerinin çapraz baş hızından etkilendiği bildirilmiştir (251,252). Hara ve ark. nın (252) yaptıkları çalışmada çapraz baş hızı saniyede 0.50, 0.75, 1.00 ve 5.00 mm olmak üzere test örnekleri kuvvete maruz bırakılmışlardır. 1.00 ve 5.00 mm/sn'lik çapraz baş hızının daha yüksek kuvvette kırılmaya neden olduğunu bildirmişlerdir. 0.50 ve 0.75 mm/sn'lik çapraz baş hızına sahip grupta, daha fazla adeziv tip başarısızlık görüldüğünü ve bundan dolayı makaslama direnci testlerinde 0.50 veya 0.75 mm/sn'lik çapraz baş hızının kullanılmasının daha güvenilir sonuçlar ortaya çıkacağını önermişlerdir (252). Daha yüksek çapraz baş hızı kullanımının anormal stres dağılımına neden

olarak dentinde koheziv tip başarısızlıkların görülme oranını artırdığı bildirilmiştir (252,254).

Çalışmamızda, ISO'nun önerilerine uyularak test aletinde kırıcı yük 0.5 mm/sn'lik bir çapraz baş hızıyla uygulanmıştır. Test örneklerinin sadece % 3'ünde koheziv tip başarısızlık görülmesi, düşük hızda çapraz baş hızının daha az koheziv başarısızlığa neden olacağı bilgisiyle paralellik göstermektedir (252).

Isı banyosu uygulamasıyla yapılan yaşlandırma tekniği, dental materyallerin mikrosızıntı, makaslama bağlantı direnci ve gerilme bağlantı direnci testlerinde oldukça sık olarak kullanılan bir metottur (255). Helvatjoglu ve ark. (256) 5000 ısı banyosu döngüsünün Single Bond, One Step, Clearfil Liner Bond dentin bağlayıcı ajanların, sığır dişlerinin yüzeyel dentinine bağlantı dirençlerine etkisini araştırmışlardır. Isı banyosu işleminin tüm bağlayıcı ajan grubunda bağlantı direnci değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığını bildirmişlerdir.

Piowarczyk ve ark. (257) dual serleşen yapıştırma simanları ve insan sert dokuları arasındaki uzun dönem bağlantıyı araştırdıkları çalışmalarında, RelyX ARC, Panavia F, Variolink II, Nexus 2 ve Calibra rezin simanların dentine bağlantısını incelemişlerdir. 150 gün distile su içerisinde 37 °C'de bekletilen bağlantı örneklerine makaslama testi uygulamışlardır. Test sonucunda RelyX ARC simanın ortalama bağlantı direncinin 5.1±3.6 MPa olduğunu bulmuşlardır. Bu değer bizim bulgularımızdaki RelyX ARC simanın, herhangi bir dentin hassasiyet giderici ajanın kullanılmadığı kontrol grubundaki dentine bağlantı değeri olan 13.28±1.52 MPa'dan çok daha düşüktür. Aradaki farklılığın 150 günlük yaşlandırma süresinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Çal ve ark. (193) antibakteriyel bir adezivin 3 farklı rezin yapıştırma simanının bağlantı direncine etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında kullandıkları dişleri % 2.6'lık sodyum hipoklorit solüsyonunda 15 dk beklettikten sonra 15 dk akarsu altında yıkamışlardır. Daha sonra dişleri kullanıncaya kadar +4 °C'de saklamışlardır. IPS Empress 2 seramik disklerini yüzeyel dentine Variolink 2, Panavia F ve RelyX ARC siman kullanarak

yapıştırılmışlardır. Bağlantı deney örneklerine 5000 ısı banyosu döngüsü uygulayarak makaslama testi yapmışlardır. Test sonucunda bağlantı dirençlerinin RelyX ARC'de 18.82 ± 3.9 MPa, Variolink 2'de 20.45 ± 4.75 MPa ve Panavia F'de 17.11 ± 2.98 MPa olduğunu bulmuşlardır. Ancak bu çalışmadaki RelyX ARC simanın bağlantı direnci (18.82 ± 3.9 MPa), çalışmamızda bulduğumuz değerden (13.28 ± 1.52 MPa) daha büyüktür. Yine çalışmamızda bulduğumuz Choice rezin simanın bağlantı direnci (14.89 ± 2.04 MPa) Çal ve ark. nın (193) bulgularındaki ortalama bağlantı dirençlerinden daha düşüktür. Titley ve ark. (235) sodyum hipoklorit içerisinde saklanan dişlerin, distile su içerisinde veya timol solüsyonu içerisinde saklanan dişlere göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlantı direnci sergilediğini bildirmişlerdir. Aradaki farklılığın dişlerin saklama koşulları arasındaki farklılıklardan ve bağlantı deney bloklarının hazırlanması sırasında uygulanan işlemler sırasındaki bazı farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Diğer rezin simanlar arasındaki bağlantı direnci farklılıklarının simanların elastik modülleri, doldurucu büyüklükleri, doldurucu oranları, film kalınlıkları ve vizkoziteleri gibi fiziksel özelliklerinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Akgüngör ve ark. (225) seramik kalınlığının ve rezin yapıştırma simanının polimerizasyon modunun, lityum disilikat tabanlı seramik sisteminin bağlantı direncine etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında 1.0, 1.5 ve 2.0 mm kalınlığında ve 6 mm çapında IPS Empress 2 seramik deney örnekleri kullanmışlardır. Seramik deney örneklerini hem ışıkla sertleşen hem de dual sertleşen modlarda, Illusion rezin yapıştırma simanı ile yapıştırarak örnekler 1000 ısı banyosu döngüsü uygulamışlardır. Test sonucunda 2 mm kalınlığa sahip seramik örneğinde dual sertleştirme modunda ortalama bağlantı direncinin 14.8 ± 2.7 MPa olduğunu bulmuşlardır. Illusion kompozit rezin yapıştırma simanı, çalışmamızda kullandığımız Choice rezin simanla aynı üretici firmaya aittir ve içerikleri de aynıdır. Çalışmamızda, Choice rezin simana ait ortalama bağlantı direnci (14.89 ± 2.04 MPa) Akgüngör ve ark. nın (225) Illusion rezin siman için buldukları değerle (14.8 ± 2.7 MPa) hemen hemen aynıdır. Her iki çalışmada da seramik bağlantı örneklerinin kalınlıkları

2.0 mm'dir ve uygulanan bağlantı prosedürü işlemleri birbirine çok benzemektedir. Çalışmamızdaki rezin siman bağlantı direnci bulguları Akgüngör ve ark. nın (225) bulgularıyla uyum içerisindedir.

Witzel ve ark. (258) porselenlerin polimer rezin içerikli simanlarla dentine bağlantısında, polimerizasyon modunun ve erken yüklemenin etkisini araştırdıkları çalışmalarında, Choice ve RelyX ARC dual sertleşen rezin siman kullanmışlardır. Erken yükleme yapılmayan, dual sertleşme modu kullanılan kontrol gruplarında Choice rezin simanda 13.1 ± 3.1 MPa, RelyX ARC rezin simanda 14.0 ± 4.1 MPa ortalama bağlantı direnci değerleri bulmuşlardır. Bulgular çalışmamızın bulgularıyla (Choice 14.89 ± 2.04 MPa, RelyX ARC 13.28 ± 1.52 MPa) uyum içerisindedir.

Mak ve ark. (259) indirekt kompozit rezin overlaylerin 4 farklı rezin simanla dentine bağlantı dirençlerinin mikro gerilim test yöntemiyle araştırdıkları çalışmalarında Choice, RelyX ARC, Super-Bond C&B ve Panavia F dual sertleşen rezin simanları kullanmışlardır. En yüksek mikro gerilim bağlantı değerlerini Choice (38.2 ± 8.4 MPa) ve RelyX ARC (34.5 ± 7.6 MPa) rezin simanlarda bulmuşlardır ve bu iki değer, Super-Bond C&B (24.7 ± 3.8 MPa) ve Panavia F'in (16.1 ± 3.9 MPa) bağlantı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede büyüktür. Choice ve RelyX ARC simanların mikro gerilim dirençleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızın sonuçlarıyla uyum içerisindedir. Çünkü çalışmamızda, RelyX ARC ve Choice rezin simanların herhangi bir dentin hassasiyet giderici uygulanmayan kontrol gruplarının karşılaştırılması sonucunda simanların bağlantı dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Stewart ve ark. (260) rezin simanların seramik ve dentine bağlantılarını araştırdıkları çalışmalarında, Ceramco II seramiği ve Nexus, Panavia 21, RelyX ARC ve Calibra rezin simanlarını kullanmışlardır. HF asit ve silan uygulaması yapılan grupta bağlantı dirençlerini Nexus'da 16.0 ± 3.3 MPa, Panavia 21'de 21.7 ± 3.7 MPa, RelyX ARC'de 19.1 ± 5.7 MPa ve Calibra'da 21.5 ± 5.0 MPa olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda da seramiğin bağlantısını artırmak için HF asit ve silan uygulaması yapılmıştır. Bu nedenle

Stewart ve ark. nın (260) HF asit ve silan uygulaması yapılan gruplarından elde edilen bulgular çalışmamızın bulguları ile uyum içerisindedir. Değişik rezin simanların bağlantı dirençleri arasındaki farklılıkların, siman sistemleri içerisindeki bağlayıcı ajanların ve simanların kendi yapıları arasındaki farklılıklardan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Gluma dentin hassasiyet giderici ajanın tam metal kron retansiyonuna etkisinin araştırıldığı bir çalışmada çinko fosfat, cam iyonomer ve modifiye rezin simanlar kullanılmıştır. Modifiye rezin simanla yapıştırılan kontrol grubunun ortalama bağlantı direncinin 12.1 MPa ve Gluma uygulanarak rezin simanla yapıştırılan grubun bağlantı direncinin ise 12.6 MPa olduğu bildirilmiştir. Gluma dentin hassasiyet giderici ajan uygulamasının bağlantı direncinde anlamlı bir farklılık yaratmadığı bildirilmiştir (186).

Yim ve ark. nın (188) dentin hassasiyet giderici ajanların ve simanların tam kron retansiyonuna etkisini araştırdıkları çalışmalarında, polimerize olmayan Gluma dentin hassasiyet giderici ve polimerize olan All-Bond 2 ajanlarını; çinko fosfat, cam iyonomer, rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanları kullanmışlardır. Kontrol grubunda rezin siman bağlantısı 4.67 ± 0.48 MPa iken Gluma uygulanmış gruptaki rezin siman bağlantısının 4.12 ± 0.37 MPa olduğu görülmüştür. Gluma uygulamasının bağlantı kuvvetinde anlamlı bir farklılık yaratmadığını bildirmişlerdir.

Dentin hassasiyet gidericilerin dentin bağlayıcı ajanların bağlantı direncine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada; Clearfil Core kompozitinin Clearfil New Bond'la dentine bağlantısının (12.59 ± 4.65 MPa) Gluma dentin hassasiyet giderici ajan uygulamasından (12.50 ± 5.26 MPa) etkilemediği; yine Tetric kompozit rezinin Xeno III'le dentine bağlantısının (4.46 ± 1.38 MPa) Gluma dentin hassasiyet giderici ajan uygulamasından (6.60 ± 1.23 MPa) etkilemediği bildirilmiştir (199).

Bu üç çalışmanın sonuçları çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Çünkü deney sonuçlarımıza göre, Gluma dentin hassasiyet giderici ajan her iki rezin siman grubunda da bağlantı direncinde anlamlı bir farklılık yaratmamıştır.

Gluma, Ms Coat ve Saforide dentin hassasiyet giderici ajanların rezin simanlar Panavia F ve Super Bond C&B'nin dentine bağlantı direncine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, 60 adet anterior sıgır dişleri kullanılmıştır (196). Kontrol grubunda bağlantı değerlerinin Super Bond C&B'de 10.2 ± 1.9 MPa ve Panavia F'de 7.1 ± 1.2 MPa olduğu bildirilmiştir. Gluma uygulanan grupta bağlantı değerlerinin Super Bond C&B'de 10.5 ± 2.3 MPa ve Panavia F'de 6.7 ± 1.3 MPa olduğu bildirilmiştir. Ms Coat uygulanan grupta bağlantı değerlerinin Super Bond C&B'de 10.5 ± 2.2 MPa ve Panavia F'de 2.3 ± 0.4 MPa olduğu bildirilmiştir. Gluma'nın bağlantı direncini etkilemediği; oksalat içerikli Ms Coat'ın Super Bond C&B'nin bağlantı direncini etkilemediği, fakat Panavia F'in bağlantı direncini istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığı bildirilmiştir (196). Bildirilen bu sonuçlardan farklı olarak çalışmamızda her iki siman grubunda da hem Gluma hem de BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanlar bağlantı dirençlerini etkilememişlerdir. Ms Coat ve BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanların her ikisinin de aktif içeriği oksalik asittir.

Gluteraldehit içeren dezenfektanların rezin dentin bağlantısına etkilerinin incelendiği bir çalışmada, Super Bond C&B rezin simanın sıgır dentinine bağlantısı test edilmiştir. Araştırmacılar bağlantı deney örneklerini 48 saat 37°C 'de neme doymuş ortamda beklettikten sonra gerilme testine tabi tutmuşlardır. Ortalama gerilme test sonuçlarının kontrol grubunda 17.8 ± 3.8 MPa, % 3'lük formaldehit grubunda 16.3 ± 1.8 Mpa, % 5'lik gluteraldehit grubunda 21.0 ± 4.7 MPa, % 10'luk HEMA grubunda 21.3 ± 6.5 MPa ve Gluma dentin hassasiyet giderici ajan grubunda ise 18.8 ± 5.5 MPa olduğu görülmüştür. Sonuçlara göre gluteraldehit, HEMA ve Gluma bağlantıyı bir miktar artırsa da % 3'lük formaldehit, % 5'lik gluteraldehit, % 10'luk HEMA ve Gluma'nın bağlantıyı istatistiksel olarak etkilemediği bildirilmiştir (197). Bu çalışmanın sonuçları, çalışmamızın bulgularıyla uyum içerisindedir. Çalışmamızda Gluma ve % 5'lik gluteraldehit solüsyonu olan Pulpdent dentin hassasiyet giderici ajanların, her iki siman grubunda da bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemedikleri bulunmuştur.

Ms Coat, Viva Sens, Tubulicid ve Gluma dentin hassasiyet giderici ajanların Optibond FL, Clearfil SE Bond ve Xeno III bağlayıcı ajanların

makaslama bağlantısına etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, çekilmesinin üzerinden en fazla iki ay geçen 3. molar dişler kullanılmıştır (198). Araştırmacılar dişleri % 1'lik kloramin T solüsyonu içerisinde 4 °C'de saklamışlardır. Gerekli yüzey hazırlama işlemlerini yaptıktan sonra 3X5 mm boyutunda Z100 kompozit rezin silindirlerini kontrol ve dentin hassasiyet giderici gruplarına göre dentin yüzeyine yapıştırmışlardır. Makaslama bağlantı direnci test sonuçlarına göre Optibond FL (19.5±3.3 MPa) grubunda bağlantı dirençlerinin; Gluma uygulamasıyla (13.9±2.9 MPa) belirgin şekilde azaldığı, Ms Coat (17.7±3.8 MPa), Tublicid (19.4±1.8 MPa) ve Viva Sens (20.4±3.1 MPa) uygulamasından etkilenmediği bildirilmiştir. Clearfil SE Bond (22.0±3.8 MPa) grubunda bağlantı dirençlerinin; Gluma (20.3±4.3 MPa) , Ms Coat (20.8±3.8 MPa), Tublicid (23.8±3.7 MPa) ve Viva Sens (20.8±1.5 MPa) uygulamalarından etkilenmediği bildirilmiştir. Xeno III (20.3±2.5 MPa) grubunda bağlantı dirençlerinin; Gluma (15.5±2.6 MPa) ve Ms Coat (9.2±2.6 MPa) uygulamasıyla belirgin şekilde azaldığı, Tublicid (21.9±3.1 MPa) ve Viva Sens (21.4±5.0 MPa) uygulamasıyla etkilenmediği bildirilmiştir. Araştırmacılar Ms Coat ve Viva Sens'in içeriklerinin ve etki mekanizmalarının aynı olmasına rağmen farklı sonuçlar vermesini açıklayamamışlardır. Clearfil SE Bond'un dentin hassasiyet gidericilerden etkilenmeden kullanılabileceğini; Gluma ve Ms Coat hassasiyet giderici ajanların kullanılan bağlayıcı ajana bağlı olarak bağlantı direncini azalttıklarını bildirmişlerdir (198). Bu araştırmanın sonuçları tez çalışmamızla farklılık göstermektedir.

Aranha ve ark. (201) sığır keser dişlerinde Filtek Z250 kompozit rezinin Single Bond ile dentine bağlantısında, Gluma ve OxaGel dentin hassasiyet giderici ajanların ve düşük güçte lazer uygulamasının mikro gerilim dirençleri üzerine etkilerini incelemişlerdir. Yeni çekilmiş sığır keser dişlerinin, tez çalışmamızda olduğu gibi bukkal yüzeylerinde; sırasıyla 180-400-600 gritlik zımparalarla düz bir yüzeyel dentin yüzeyi hazırlamışlar ve bağlantı deney örneklerini bu alanlara yapıştırmışlardır. Mikro gerilme test sonuçlarının kontrol grubunda 13.4±6.2 MPa, Gluma grubunda 13.2±4.8 MPa, OxaGel grubunda 7.15±4.3 MPa ve düşük güçte lazer uygulaması grubunda ise 7.21±4.6 MPa olduğunu bildirmişlerdir. Gluma'nın bağlantı

direncini etkilemediğini, OxaGel ve düşük güçte lazer uygulamasının ise bağlantı direncini belirgin bir şekilde azalttığını bildirmişlerdir. Gluma dentin hassasiyet giderici ajan ile elde edilen bulgular çalışmamızla uyum içerisindedir. Ancak çalışmamızda oksalat içeren BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanın her iki siman grubunda da bağlantı direncini etkilemediği bulunurken, Aranha ve ark. nın (201) çalışmalarında farklı olarak potasyum oksalat içeren OxaGel'in bağlantıyı belirgin bir şekilde azalttığı bildirilmiştir.

Derin dentin dokusuna bağlantıda, dentin hassasiyet giderici ajanların etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada; 24 saat, 7 gün ve 1000 ısı banyosu döngüsü kullanılarak farklı yaşlandırma tekniklerinin etkileri de araştırılmıştır (202). Çalışmamızdaki gibi 24 saat distile suda bekletilen örneklerin, Optibond Solo bağlayıcı ajanla dentine gerilim bağlantı dirençlerinin kontrol grubunda 16.0 ± 5.3 MPa, Gluma grubunda 22.5 ± 6.8 MPa, Health-Dent grubunda 21.9 ± 5.6 MPa, Hemaseal&Cide grubunda 21.7 ± 4.7 MPa, HurriSeal grubunda 21.6 ± 6.5 MPa ve Aqua-Prep F grubunda 18.8 ± 5.3 MPA olduğu bildirilmiştir. 1000 ısı banyosu işleminin ise HurriSeal grubunun bağlantı direncini azalttığı, diğer gruplarda istatistiksel olarak bir değişikliğe neden olmadığı bildirilmiştir. Aqua-Prep F'in bağlantı direncini etkilemediğini ancak diğer tüm dentin hassasiyet gidericilerin bağlantıyı istatistiksel olarak artırdığını bildirilmiştir (202). Çalışmanın bulguları, tez çalışmamızın Aqua-Prep F grubu bulgularıyla uyum içerisindedir. Çünkü çalışmamızın bulgularında Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajanın her iki siman grubunda da bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediği bulunmuştur. Health-Dent, Hemaseal&Cide ve HurriSeal dentin hassasiyet giderici ajanlar Gluma gibi ağırlıklı oranda HEMA içeren ajanlardır.

Aqua-Prep ve Gluma dentin hassasiyet giderici ajanların Single Bond, One Step Plus, Gluma One Bond bağlayıcı ajanların dentine makaslama bağlantı dirençlerine etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada, Soares ve ark. (200) sığır keser dişlerini kullanmışlardır. Dişlerin labial yüzeylerinde 600 gritlik silikon karbid zımpara ile düz yüzeyel bir dentin yüzeyi oluşturulmuş ve dişler bir hafta 4°C 'de % 0.2'lik timol solüsyonu içerisinde bekletilmişlerdir. Asitlenen dentin yüzeylerine bağlayıcı ajanları ve dentin hassasiyet giderici

ajanları uygulayarak 3 mm çapındaki alana direkt kompozit rezin uygulayarak deney örneklerine makaslama testi uygulamışlardır. Test sonucunda Single Bond (10.75 ± 2.64 Mpa) grubunda Aqua-Prep (10.28 ± 2.58 MPa) ve Gluma'nın (11.53 ± 4.59 MPa) bağlantıyı istatistiksel olarak etkilemediği; One Step Plus (10.93 ± 4.88 MPa) grubunda Aqua-Prep (10.15 ± 3.95 MPa) ve Gluma'nın (11.82 ± 4.14 MPa) bağlantıyı istatistiksel olarak etkilemediği ve Gluma One Bond (9.85 ± 2.15 MPa) grubunda Aqua-Prep'in (5.48 ± 1.94 MPa) bağlantı direncini istatistiksel olarak azalttığı, Gluma'nın (10.62 ± 2.83 MPa) ise bağlantıyı istatistiksel olarak etkilemediğini bulmuşlardır. Çalışmamızda kullandığımız RelyX ARC rezin siman setinin bağlayıcı ajanı Single Bond ve Choice rezin simanın bağlayıcı ajanın ise One Step Plus'tır. Çalışmamızdaki deney örneklerinin % 72'sinde adeziv tip başarısızlık görülmesi, kopmaların rezin siman-bağlayıcı ajan ara yüzeyinde olduğunun en büyük göstergesidir. Bu nedenle Soares ve ark. nın (200) çalışmasında kullanılan farklı kompozit rezinler, test sonuçlarımızın karşılaştırılmasında bir engel yaratmamaktadır. Çalışmamızda elde ettiğimiz Single Bond (13.28 ± 1.52 MPa) ve One Step Plus (14.89 ± 2.04 MPa) bağlantı değerleri, Soares ve ark. nın (200) elde ettikleri değerlerden daha yüksektir. Benzer olarak çalışmamızda da Gluma ve Aqua-Prep F, her iki siman grubunda da bağlantı dirençlerini istatistiksel olarak etkilememiştir ve bulgularımız Soares ve ark. nın (200) bulgularıyla uyum içerisindedir.

Tay ve ark. (206) oksalat içerikli dentin hassasiyet gidericilerin, total etch iki aşamalı bağlayıcı ajanın bağlantısına etkisini araştırdıkları çalışmalarında; dentin hassasiyet gidericileri, dentin yüzeyini asitlemeden önce ve asitledikten sonra uygulayarak farklı deney grupları oluşturmuşlardır. Sadece potasyum oksalat tuzu ve oksalik asit çözeltisi içeren dentin hassasiyet gidericilerde (Protect Drops, OxaGel ve Super Seal) bağlantının istatistiksel olarak etkilenmediğini; rezinle birlikte oksalik asit solüsyonu olan Ms Coat'ın bağlantıyı istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığını bildirmişlerdir. Yine oksalat içerikli dentin hassasiyet giderici ajanların dentine asitleme öncesinde uygulanmasının tüm gruplarda bağlantı değerlerini dramatik bir şekilde azalttığını bildirmişlerdir. Tez çalışmamızda kullandığımız

BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan, rezin içermeyen oksalik asit solüsyonudur. Tez çalışmamızda da BisBlock'un her iki siman grubunda da bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediği bulunmuştur ve bulgularımız Tay ve ark. nın (206) bulgularıyla uyum içerisindedir.

BisBlock ve Super Seal dentin hassasiyet giderici ajanların One-Step, Single Bond, OptiBond Solo Plus, Prime&Bond NT bağlayıcı ajanların mikro gerilme bağlantı dirençlerine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada; BisBlock ve Super Seal dentin hassasiyet gidericilerin One-Step ve Single Bond'un bağlantı dirençlerini istatistiksel olarak etkilemediği, ancak Optibond Solo Plus ve Prime&Bond NT'nin bağlantı dirençlerini istatistiksel olarak azalttığı bildirilmiştir (208). Çalışmanın bulgularının bir kısmı çalışmamızın bulgularıyla uyum içerisindedir.

BisBlock ve Super Seal dentin hassasiyet giderici ajanların, dentin bağlayıcı ajanların bağlantısına etkilerinin incelendiği bir başka çalışmada; One-Step bağlayıcı ajanın (21.77 ± 0.49 MPa) bağlantı direncini, BisBlock (23.06 ± 3.80 MPa) ve Super Seal'in (23.14 ± 1.59 MPa) etkilemediği bildirilmiştir (206). Single Bond bağlayıcı ajanın (22.64 ± 1.61 MPa) bağlantı kuvvetini BisBlock'un (22.38 ± 2.96 MPa) etkilemediği fakat Super Seal'in (11.34 ± 6.02 MPa) bağlantıyı belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir. Solo Plus bağlayıcı ajanın (20.04 ± 2.23 MPa) bağlantı direncini BisBlock (10.60 ± 3.67 MPa) ve Super Seal'in (7.30 ± 2.25 MPa) ve yine Prime Bond NT bağlayıcı ajanın (14.96 ± 5.44 MPa) bağlantı direncini BisBlock (7.30 ± 2.87 MPa) ve Super Seal'in (8.64 ± 5.52 MPa) belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir. Excite bağlayıcı ajanın (17.99 ± 1.03 MPa) bağlantı direncini BisBlock (7.38 ± 3.35 MPa) ve Super Seal'in (3.82 ± 3.89) belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir. All-Bond 2 bağlayıcı ajanın (23.59 ± 2.95 MPa) bağlantı direncini BisBlock'un (20.57 ± 3.19 MPa) etkilemediği fakat Super Seal'in (9.54 ± 4.71 MPa) belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir (209). Çalışmamızın bulgularıyla uyumlu olarak, BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanın One-Step, Single Bond ve All-Bond 2 dentin bağlayıcı ajanların bağlantı kuvvetini etkilemediği bildirilmiştir. Yüksek asidite gösteren düşük pH'ya sahip dentin bağlayıcı ajanlarla (Solo Plus, PrimeBond NT, Excite gibi) oksalat içerikli dentin hassasiyet giderici

ajanların beraber kullanılmasının düşük bağlantı dirençlerine neden olduğu bildirilmektedir (209). Çalışmamızda kullanılan Single Bond 2 ve One-Step Plus dentin bağlayıcı ajanlar düşük asidite derecelerine sahiptir ve bu nedenle de BisBlock'un bağlantı dirençlerinde herhangi bir değişime neden olmadığını düşünmekteyiz.

Oksalat içerikli dentin hassasiyet gidericilerin bir tek kat olarak dentine uygulanmaları önerilmektedir. Çünkü ikinci kat uygulamanın yüzey özelliklerinde herhangi bir değişime neden olmadığı bildirilmiştir. Dentin yüzeyinde oksalatların oluşturduğu kristal çökelti tabakasının üzerinde hibrit tabaka oluşumuna imkân sağlayacak bir dentin tabakasının kalmasının, oksalat içerikli dentin hassasiyet gidericilerin bağlantı kuvvetini etkilememesinin ana nedeni olduğu belirtilmiştir (261).

Literatürde belirtilen bağlantı direnci değerleri çok değişkenlik göstermektedir. Test yöntemleri, bağlayıcı ajanlar, simanlar, saklama koşulları, dişten dişe ve dişin değişik bölgelerine göre değişebilen dentin yapısı, test öncesi uygulanan bağlantı prosedürü işlemleri, bağlanan materyalin tipi ve uygulanan her türlü dental materyallerin kendi fiziksel ve kimyasal özellikleri gibi faktörler, farklı bağlantı direnci sonuçlarının alınmasına neden olabilir.

Literatürde Gluma dentin hassasiyet giderici ajanın bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediğini bildiren birçok çalışma bulunurken (186,188,196,197,199,200); bağlantıyı azalttığını (201) veya artırdığını (202) bildiren çalışmalar da vardır. BisBlock (206,208,209), Pulpdent (197) ve Aqua-Prep F (200,202) dentin hassasiyet giderici ajanların bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediğini bildiren yine birçok çalışmanın olduğu görülmektedir.

Çalışmamızın sonucunda her iki siman grubunda da farklı içerikteki Gluma, BisBlock, Pulpdent ve Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajanların, IPS Empress 2 tam seramik sisteminin bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediği bulunmuştur. Bulgularımız ile yukarıda bahsedilen çalışma bulgularının büyük bir çoğunluğunun uyum içerisinde olduğu görülmektedir.

Tam seramik restorasyonların simantasyon işlemlerinden sonra postoperatif hassasiyet sıklıkla görülmektedir (184). Bu hassasiyetin önüne geçebilmek için dentin hassasiyet gidericilerin uygulanması önerilmektedir (7,182,184). Çalışmamızın sonucunda dentin hassasiyet giderici ajanların tam seramik restorasyonların bağlantı kuvvetini etkilemedikleri bulunmuştur. Bu nedenle tam seramik restorasyonların simantasyon işlemleri öncesinde; ileride oluşabilecek postoperatif hassasiyeti engellemek üzere dentin hassasiyet giderici ajanların uygulanmasını önermekteyiz.

Tez çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar bulunmuştur:

1. Tüm gruplar birlikte değerlendirildiğinde Choice dual sertleşen rezin simanın IPS Empress 2 tam seramik sistemine bağlantı direncinin, RelyX ARC dual sertleşen rezin simandan istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür.
2. Gluma, BisBlock, Pulpdent ve Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajanların, IPS Empress 2 tam seramik restorasyonların Choice ve RelyX ARC rezin simanlarla dentine bağlantı dirençlerini istatistiksel olarak etkilemediği tespit edilmiştir.

ÖZET

Dentin Hassasiyet Giderici Ajanların Tam Seramiklerin Dentine Bağlanma Direncine Olan Etkilerinin İncelenmesi

Dentin hassasiyet giderici ajanlar, postoperatif diş hassasiyetini engellemek için, restorasyon bağlantı direncini nasıl etkileyeceği hakkında fazla bilgi sahibi olunmadan uygulanmaktadır.

Bu çalışmanın amacı 4 farklı içerikteki dentin hassasiyet giderici ajanın, 2 farklı dual sertleşen rezin simanın, tam seramiklerin yüzeyel dentine bağlantısına etkisini araştırmaktır.

Çekilmiş mandibular daimi 3. molar dişlerin labial veya bukkal yüzeylerinde düz bir yüzeyel dentin bölgesi hazırlandı. 3X2 mm boyutlarındaki IPS Empress 2 tam seramik diskler; kontrol gruplarında herhangi bir dentin hassasiyet giderici ajan uygulanmadan ve çalışma gruplarında Gluma, BisBlock, Pulpdent ve Aqua-Prep F dentin hassasiyet giderici ajanlar uygulanarak, RelyX ARC ve Choice dual sertleşen rezin simanlarla yapıştırıldı. Deney örneklerine 5 °C ve 55 °C arasında 500 ısı banyosu döngüsü uygulandı, sonra makaslama bağlantı direnci testleri bir universal test aleti yardımıyla yapıldı. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi ile değerlendirildi.

Grupların ortalama makaslama bağlantı dirençlerinin MPa değerlerinin; RelyX ARC kontrol 13.28±1.52, Relyx ARC+Gluma 15.09±2.52, RelyX ARC+BisBlock 15.81±3.04, RelyX ARC+Pulpdent 13.35±2.36, RelyX ARC+Aqua-Prep F 12.35±2.72, Choice kontrol 14.89±2.04, Choice+Gluma 16.88±3.11, Choice+BisBlock 17.43±3.33, Choice+Pulpdent 15.91±3.43, Choice+Aqua-Prep F 16.33±3.67 olduğu bulundu.

Dentin hassasiyet giderici ajan uygulamalarının, 2 farklı dual sertleşen rezin siman kullanılarak, IPS Empress 2'nin dentine bağlantı direncini etkilemediği görülmüştür. Kırılan deney örneklerinin yüzey analizleri sonucunda çoğu örnek, dentin ile kompozit simanın ara yüzeyinde adeziv tip başarısızlık göstermiştir.

Dentin hassasiyet giderici ajanlar, tam seramik restorasyonların simantasyon prosedürleri sırasında, potansiyel postoperatif diş hassasiyeti riskini engellemek amacıyla güvenle kullanılabilirler.

Anahtar Sözcükler: Dentin hassasiyet giderici ajanlar, Dual sertleşen rezin simanlar, IPS Empress 2, Makaslama bağlantı direnci, Postoperatif diş hassasiyeti.

SUMMARY

Investigation of the Effect of Dentin Desensitizing Agents on Bond Strength of All Ceramics to Dentin

In an effort to control postoperative sensitivity, dentin desensitizing agents are being applied during cementation procedures with little knowledge of how restoration bond strength might be affected.

The aim of this study was to evaluate the influence of four different kinds of dentin desensitizing agents on the bond strength of all ceramic restorations to dentin with two different dual cured resin cements.

A flat buccal or labial surface on superficial dentin of extracted human mandibular third molars was prepared. 3X2 mm IPS Empress 2 ceramic discs without any desensitizing agents in control and with the application of Gluma, BisBlock, Pulpdent and Aqua-Prep F desensitizing agents in study groups were luted with RelyX ARC and Choice dual cure resin cements. Specimens were thermal cycled at 5 °C and 55 °C for 500 cycles; then shear bond strength tests were done using a universal testing machine. Data were analyzed with one-way ANOVA.

Mean shear bond strength data of the groups in MPa; RelyX ARC control 13.28±1.52, Relyx ARC+ Gluma 15.09±2.52, RelyX ARC+BisBlock 15.81±3.04, RelyX ARC+Pulpdent 13.35±2.36, RelyX ARC+Aqua-Prep F 12.35±2.72, Choice control 14.89±2.04, Choice+Gluma 16.88±3.11, Choice+BisBlock 17.43±3.33, Choice+Pulpdent 15.91±3.43, Choice+Aqua-Prep F 16.33±3.67 were found.

Application of the dentin desensitizing agents did not affect the shear bond strengths of IPS Empress 2 to dentin with two dual polymerizing resin cements. The surface analysis revealed that most of the specimens showed the adhesive failure mode between the dentin and the composite luting agent interface.

The dentin desensitizing agents can be safely used during all ceramic cementation procedures to prevent the potential risk of postoperative sensitivity.

Key Words: Dentin desensitizing agents, Dual cure resin cements, IPS Empress 2, Shear bond strength, Postoperative sensitivity.

KAYNAKLAR

1. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):247-52.
2. IPS Empress 2. Instruction for use. Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein. 2003
3. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.
4. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramics. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):277-82.
5. Burke FJ, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 1994;25(5):335-40.
6. Fogel HM, Marshall FJ, Pashley DH. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res* 1988;67(11):1381-5.
7. Christensen GJ. Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. *J Am Dent Assoc* 2002;133(2):229-31.
8. Brännström M. Reducing the risk of sensitivity and pulpal complications after the placement of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27(10):673-8.
9. Bergenholtz G. Inflammatory responses of the dental pulp to bacterial irritation. *J Endod* 1981;7(3):100-4.
10. Pissiotis E, Spångberg LS. Dentin permeability to bacterial proteins in vitro. *J Endod* 1994;20(3):118-22.
11. Maita E, Simpson MD, Tao L, Pashley DH. Fluid and protein flux across the pulp-dentin complex of the dog, in vivo. *Arch Oral Biol* 1991;36(2):103-10.
12. Vongsavan N, Matthews B. Fluid flow through cat dentin in vivo. *Arch Oral Biol* 1992;37(3):175-85.
13. Vongsavan N, Matthews RW, Matthews B. The permeability of human dentin in vitro and in vivo. *Arch Oral Biol* 2000;45(11):931-5.
14. Potts TV, Cunningham T, Finkelstein MJ, Silverberg-Strumfeld L. The movement of radioactive molecules across dentine in vivo in the dog. *Arch Oral Biol* 1985;30(4):353-7.
15. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7(2):104-33.
16. Love RM, Jenkinson HF. Invasion of dentinal tubules by oral bacteria. *Crit Rev Oral Biol Med* 2002;13(2):171-83.
17. Hargreaves KM, Goodish HE. Seltzer and Bender's Dental Pulp. China: Quintessence Publishing Co., Inc., 2002;63-174.
18. Johansen E. Microstructure of enamel and dentin. *J Dent Res* 1964;43:1007-20.
19. Derise NL, Ritchey SJ, Furr AK. Mineral composition of normal human enamel and dentin and the relation of composition to dental caries. I. Macrominerals and comparison of methods of analyses. *J Dent Res* 1974;53(4):847-52.
20. Nakajima M, Kitasako Y, Okudo M, Foxton RM, Tagami J. Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and caries-affected dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;15;72(2):268-75.
21. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara. 2004;59-267.

22. Ten Cate AR. Oral Histology Development, Structure and Function. 4th edition, St. Louis: Mosby Year Book, 1994;169-217.
23. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 1996;41(5):401-12.
24. Garberoglio L, Brannström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1976;21(6):355-62.
25. Ruschel HC, Chevitaese O. Density and diameter of dentinal tubules of first and second human primary molars-comparative scanning electron microscopy study. *J Clin Pediatr Dent* 2002;26(3):297-304.
26. Fosse G, Saele PK, Eide R. Numerical density and distributional pattern of dentin tubules. *Acta Odontol Scand* 1992;50(4):201-10.
27. 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.
28. Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate - a review. *Scanning Microsc* 1989;3(1):161-76.
29. Kadiroğlu EL, Dağ A. Dentin hipersensitivitesi ve lazerlerin etkisi. *C.U. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2004;7(1):58-63.
30. Van Hassel HJ. Physiology of the human dental pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971;32(1):126-34.
31. Byers MR. Dynamic plasticity of dental sensory nerve structure and cytochemistry. *Arch Oral Biol* 1994;39(suppl):13S-21S.
32. Byers MR, Närhi 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. 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.
34. Närhi MV. The characteristics of intradental sensory units and their responses to stimulation. *J Dent Res* 1985; 64(Spec No):564-71.
35. Byers MR, Taylor PE, Khayat BG, Kimberly CL. Effects of injury and inflammation on pulpal and periapical nerves. *J Endod* 1990;16(2):78-84.
36. Ikeda H, Tokita Y, Suda H. Capsaicin-sensitive A delta fibers in cat tooth pulp. *J Dent Res* 1997;76(7):1341-9.
37. Alaçam T. Endodonti. Barış Yayınları, 2. Baskı, Ankara 2000; 17-44.
38. Wakisaka S. Neuropeptides in the dental pulp: distribution, origins and correlation. *J Endod* 1990;16(2):67-79.
39. Sessle BJ. 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.
40. Närhi M, Yamamoto H, Ngassapa D, Hirvonen T. The neurophysiological basis and the role of inflammatory reactions in dentine hypersensitivity. *Arch Oral Biol* 1994;39 Suppl:23S-30S.
41. Närhi M, Yamamoto H, Ngassapa D. Functions of intradental nociceptors in normal and inflamed teeth. In: Dentin/pulp complex. Shimono M, Maeda T, Suda H, Takashi K, editors. Tokyo: Quintessence Publ. Co., 2001;136-40.
42. Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity. Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. *J Can Dent Assoc* 2003;69(4):221-6.
43. Dababneh RH, Khouri AT, Addy M. Dentin hypersensitivity - an enigma? A review of terminology, mechanisms, aetiology and management. *Br Dent J* 1999;187(11):606-11.
44. Addy M. Etiology and clinical implications of dentine hypersensitivity. *Dent Clin North Am* 1990;34(3):503-14.

45. Orchardson R, Collins WJ. Clinical features of hypersensitive teeth. *Br Dent J* 1987;162(7):253-6.
46. 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.
47. Dowell P, Addy M. Dentine hypersensitivity-a review. Aetiology, symptoms and theories of pain production. *J Clin Periodontol* 1983;10(4):341-50.
48. Pashley DH, Livingston MJ, Reeder OW, Horner J. Effects of degree of tubule occlusion on the permeability of human dentin in vitro. *Arch Oral Biol* 1978;23(12):1127-33.
49. Absi EG, Addy M, Adams D. Dentine hypersensitivity. A study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. *J Clin Periodontol* 1987;14(5):280-4.
50. Kontturi-Nähri V, Närhi M. Testing sensitive dentin in man. *Int Endod J* 1993;26(1):4
51. Kerdvongbundit V, Thiradilok S, Vongsavan N, Matthews B. The use of the replica technique to record fluid emerging from exposed dentine. *Arch Oral Biol* 2004;49(8):613-9.
52. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod* 1995;21(4):191-4.
53. Pashley DH. Mechanism of dentin sensitivity. *Dent Clin North Am* 1990;34(3):449-73.
54. Matthews B, Vongsavan N. Interactions between neural and hydrodynamic mechanism in dentine and pulp. *Arch Oral Biol* 1994;39 Suppl:87S-95S.
55. Byers MR, Neuhaus SJ, Gehrig JD. Dental sensory receptor structure in human teeth. *Pain* 1982;13(3):221-35.
56. Greenhill JD, Pashley DH. The effects of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. *J Dent Res* 1981;60(3):686-98.
57. Brännström M, Aström A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. *Int Dent J* 1972;22(2):219-27.
58. Närhi MV, Hirvonen TJ, Hakumaki MO. Activation of intradental nerves in the dog to some stimuli applied to dentine. *Arch Oral Biol* 1982;27(12):1053-8.
59. Frank RM. Attachment sites between the odontoblast process and the intradental nerve fibre. *Arch Oral Biol* 1968;13(7):833-4.
60. Bartold PM. Dentinal hypersensitivity: a review. *Aust Dent J* 2006;51(3):212-8.
61. Frank RM, Steuer P. Transmission electron microscopy of the human odontoblast process in peripheral root dentine. *Arch Oral Biol* 1988;33(2):91-8.
62. McGrath PA. The measurement of human pain. *Endod Dent Traumatol* 1986;2(4):124-9.
63. Cengiz T. Endodonti. Barış Yayınları, 3. Baskı İzmir 1990; 6-81.
64. Berggren G, Braennstroem M. The rate of flow in dentinal tubules due to capillary attraction. *J Dent Res* 1965;44(2):408-15.
65. Walters PA. Dentinal hypersensitivity: a review. *J Contemp Dent Pract* 2005;6(2):107-17.
66. Bergenholtz G. Evidence for bacterial causation of adverse pulpal responses in resin-based dental restorations. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000;11(4):467-80.
67. Volpe AR, Mooney R, Zumbunnen C, Stahl D, Goldman HM. A long term clinical study evaluating the effect of two dentifrices on oral tissues. *J Periodontol* 1975;46(2):113-8.
68. Flynn J, Galloway R, Orchardson R. The incidence of 'hypersensitive' teeth in the West of Scotland. *J Dent* 1985;13(3):230-6.
69. Tagami J, Hosoda H, Burrow MF, Nakajima M. Effect of aging and caries on dentin permeability. *Proc Finn Dent Soc* 1992;88 Suppl 1:149-54.
70. Fried K. Changes in pulpal nerves with aging. *Proc Finn Dent Soc* 1992;88 Suppl 1:517-28.

71. Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent* 2000;28(7):515-28.
72. Kawasaki A, Ishikawa K, Suge T, Shimizu H, Suzuki K, Matsuo T, Ebisu S. Effects of plaque control on the patency and occlusion of dentine tubules in situ. *J Oral Rehabil* 2001;28(5):439-49.
73. Addy M, Mostafa P. Dentine Hypersensitivity. II. Effects produced by the uptake in vitro of toothpastes onto dentine. *J Oral Rehabil* 1989;16(1):35-48.
74. Dowell P, Addy M, Dummer P. Dentine hypersensitivity. aetiology, differential diagnosis and management. *Br Dent J* 1985;158(3):92-6.
75. Addy M. Clinical aspects of dentine hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc* 1992;88 Suppl 1:23-30.
76. Liu HC, Lan WH, Hsieh CC. Prevalence and distribution of cervical dentin hypersensitivity in a population in Taipei, Taiwan. *J Endod* 1998;24(1):45-7.
77. Seymour RA, Simpson JM, Charlton JE, Phillips ME. An evaluation of length and end-phrase of visual analogue scales in dental pain. *Pain* 1985;21(2):177-85.
78. Rees JS. The prevalence of dentine hypersensitivity in general dental practice in the UK. *J Clin Periodontol* 2000;27(11):860-5.
79. Trowbridge HO, Silver DR. A review of current approaches and in-office management of tooth hypersensitivity. *Dent Clin North Am* 1990;34(3):561-81.
80. Brännström M, Johnson G, Nordenvall KJ. Transmission and control of dentinal pain: resin impregnation for the desensitization of dentin. *J Am Dent Assoc* 1979;99(4):612-8.
81. Pashley DH. Dentin permeability, dentin sensitivity, and treatment through tubule occlusion. *J Endodon* 1986;12(10):465-74.
82. Pashley DH. Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc* 1992;88 Suppl 1:215-24.
83. Duke ES, Lindemuth J. Polymeric adhesion to dentin: contrasting substrates. *Am J Dent* 1990;3(6):264-70.
84. Marakoğlu İ, Demirer S, Boztuğ D, Şengül Ü. Diş taşlarının X-ışınları difraksiyonu (XRD) yöntemi ile mineralojik incelemesi (Ön çalışma sonuçları). *C.U. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2001;4(2):80-3.
85. Orchardson R, Gilliam DG. Managing dentin hypersensitivity. *J Am Dent Assoc* 2006;137(7):990-8.
86. Scherman A, Jacobsen PL. Managing dentin hypersensitivity: what treatment to recommend to patients. *J Am Dent Assoc* 1992;123(4):57-61.
87. Hodosh M. A superior desensitizer potassium nitrate. *J Am Dent Assoc* 1974;88(4):831-2.
88. Frechoso SC, Menéndez M, Guisasola C, Arregui I, Tejerina JM, Sicilia A. Evaluation of the efficacy of two potassium nitrate bioadhesive gels (5% and 10%) in the treatment of dentine hypersensitivity. A randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2003;30(4):315-20.
89. Green BL, Green ML, McFall WT Jr. Calcium hydroxide and potassium nitrate as desensitizing agents for hypersensitive root surfaces. *J Periodontol* 1977;48(10):667-72.
90. Pashley DH, Galloway SE. The effects of oxalate treatment on the smear layer of ground surfaces of human dentine. *Arch Oral Biol* 1985;30(10):731-7.
91. Markowitz K, Kim S. Hypersensitive teeth. Experimental studies of dentinal desensitizing agents. *Dent Clin North Am* 1990;34(3):491-501.
92. Orchardson R, Gillam DG. The efficacy of potassium salts as agents for treating dentin hypersensitivity. *J Orolfac Pain* 2000;14(1):9-19.
93. Stead WJ, Orchardson R, Warren PB. A mathematical model of potassium ion diffusion in dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1996;41(7):679-87.

94. Reinhart TC, Killoy WJ, Love J, Overman PR, Sakumura JS. The effectiveness of a patient applied tooth desensitizing gel. A pilot study. *J Clin Periodontol* 1990;17(2):123-7.
95. Misteller JH. Use of prednisolone in the elimination of postoperative thermal sensitivity. *J Prosthet Dent* 1962;12(6):1176-9.
96. Fry AE, Watkins RF, Phatak NM. Topical use of corticosteroids for the relief of pain sensitivity of dentine and pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1960;13(3):594-7.
97. Krauser JT. Hypersensitive teeth. Part II: Treatment. *J Prosthet Dent* 1986;56(3):307-11.
98. Brännström M, Isacsson G, Johnson G. The effect of calcium hydroxide and fluorides on human dentine. *Acta Odontol Scand* 1976;34(2):59-67.
99. Levin MP, Yearwood LL, Carpenter WN. The desensitizing effect of calcium hydroxide and magnesium hydroxide on hypersensitive dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1973;35(5):741-6.
100. Trowbridge H, Edwall L, Panopoulous P. Effect of zinc oxide-eugenol and calcium hydroxide on intradental nerve activity. *J Endod* 1982;8(9):403-6.
101. Geiger S, Matalon S, Blasbalg J, Tung M, Eichmiller FC. The clinical effect of amorphous calcium phosphate (ACP) on root surface hypersensitivity. *Oper Dent* 2003;28(5):496-500.
102. Suge T, Ishikawa K, Kawasaki A, Suzuki K, Matsuo T, Noiri Y, Imazato S, Ebisu S. Calcium phosphate precipitation method for the treatment of dentin hypersensitivity. *Am J Dent* 2002;15(4):220-6.
103. Forsback AP, Areva S, Salonen JI. Mineralization of dentin induced by treatment with bioactive glass S53P4 in vitro. *Acta Odontol Scand* 2004;62(1):14-20.
104. Cherg AM, Chow LC, Takagi S. Reduction in dentin permeability using mildly supersaturated calcium phosphate solutions. *Arch Oral Biol* 2004;49(2):91-8.
105. Hiatt WH, Johansen E. Root preparation. I. Obturation of dentinal tubules in treatment of root hypersensitivity. *J Periodontol* 1972;43(6):373-80.
106. Markowitz K, Bilotto G, Kim S. Decreasing intradental nerve activity in the cat with potassium and divalent cations. *Arch Oral Biol* 1991;36(1):1-7.
107. Buonocore MG, Bibby BG. The effects of various ions on enamel solubility. *J Dent Res* 1945;24(2):103-8.
108. Muzzin KB, Johnson R. Effects of potassium oxalate on dentin hypersensitivity in vivo. *J Periodontol* 1989;60(3):151-8.
109. Cuenin MF, Scheidt MJ, O'Neal RB, Strong SL, Pashley DH, Horner JA, Van Dyke TE. An in vivo study of dentin sensitivity: the relation of dentin sensitivity and the patency of dentin tubules. *J Periodontol* 1991;62(11):668-73.
110. Gillam DG, Coventry JF, Manning RH, Newman HN, Bulman JS. Comparison of two desensitizing agents for the treatment of cervical dentine hypersensitivity. *Endod Dent Traumatol* 1997;13(1):36-9.
111. Önal B, Pamir T, Wang J. Oksalat içeren hassasiyet giderici bir ajanın dentin üzerine etkisi. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2005;26(2):127-30.
112. Ling TY, Gillam DG, Barber PM, Mordan NJ, Critchell J. An investigation of potential desensitizing agents in the dentine disc model: a scanning electron microscopy study. *J Oral Rehabil* 1997;24(3):191-203.
113. Jain P, Vargas MA, Denehy GE, Boeyer DB. Dentin desensitizing agents: SEM and X-ray microanalysis assessment. *Am J Dent* 1997;10(1):21-6.
114. Lukomsky EH. Fluorine therapy for exposed dentin and alveolar atrophy. *J Dent Res* 1941;20(6):649-59.
115. Tal M, Oron M, Gedalia I, Ehrlich J. X-ray diffraction and scanning electron microscope investigations of fluoride-treated dentine in man. *Arch Oral Biol* 1976;21(5):285-90.

116. Minkov B, Marmari I, Gedalia I, Garfunkel A. The effectiveness of sodium fluoride treatment with and without iontophoresis on the reduction of hypersensitive dentin. *J Periodontol* 1975;46(4):246-9.
117. Gedalia I, Brayer L, Kalter N, Richter M, Stabholz A. The effect of sodium fluoride and strontium application on dentine: in vivo and in vitro studies. *J Periodontol* 1978;49(5):269-72.
118. Kerns DG, Scheidt MJ, Pashley DH, Horner JA, Strong SL, Van Dyke TE. Dentinal tubule occlusion and root hypersensitivity. *J Periodontol* 1991;62(7):421-8.
119. Addy M, Dowell P. Dentin hypersensitivity – A review. Clinical and in vitro evaluation of treatments. *J Clin Periodontol* 1983;10(4):351-63.
120. Blank LW, Charbeneau GT. Urgent treatment in operative dentistry. *Dent Clin North Am* 1986;30(3):489-501.
121. Trash WJ, Dorman HL, Smith FD. A method to measure pain associated with hypersensitive dentin. *J Periodontol* 1983;54(3):160-2.
122. Ellingsen JE, Rølla G. Treatment of dentin with stannous fluoride-SEM and electron microprobe study. *Scand J Dent Res* 1987;95(4):281-6.
123. Blong MA, Volding B, Thrash WJ, Jones DL. Effects of a gel containing 0.4 percent stannous fluoride on dentinal hypersensitivity. *Dent Hyg (Chic)* 1985;59(11):489-92.
124. Dondi dall'Orologio G, Malferrari S. Desensitizing effects of gluma and gluma 2000 on hypersensitive dentin. *Am J Dent* 1993;6(6):283-6.
125. Dondi dall'Orologio G, Lone A, Finger WJ. Clinical evaluation of the role of glutardialdehyde in a one-bottle adhesive. *Am J Dent* 2002;15(5):330-4.
126. Addy M, Mostafa P. Dentine Hypersensitivity. I. Effects produced by the uptake in vitro of metal ions, fluoride and formaldehyde onto dentine. *J Oral Rehabil* 1988;15(6):575-85.
127. Ölmez A, Erdemli E. Dentin Hassasiyeti ve tedavi yöntemleri. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2003;20(1):65-71.
128. Javid B, Barkhordar RA, Bhinda SV. Cyanoacrylate-a new treatment of hypersensitive dentin and cementum. *J Am Dent Assoc* 1987;114(4):486-8.
129. Felton DA, Bergenholtz G, Kanoy BE. Evaluation of the desensitizing effect of Gluma Dentin Bond on teeth prepared for complete-coverage restorations. *Int J Prosthodont* 1991;4(3):292-8.
130. Bergenholtz G, Jontell M, Tuttle A, Knutsson G. Inhibition of serum albumin flux across exposed dentine following conditioning with GLUMA primer, glutaraldehyde or potassium oxalates. *J Dent* 1993;21(4):220-7.
131. Assis CA, Antoniazzi RP, Zanatta FB, Rösing CK. Efficacy of gluma desensitizer on dentin hypersensitivity in periodontally treated patients. *Braz Oral Res* 2006;20(3):252-6.
132. Pashley DH. Potential treatment modalities for dentine hypersensitivity: in Office products. In: Addy M, Embery G, Edgar VM, Orchardson R, editörler. Tooth wear and sensitivity. Kyodo Pte Ltd Gillingham,2000;351-65.
133. Kakaboura A, Rahiotis C, Thomaidis S, Doukoudakis S. Clinical effectiveness of two agents on the treatment of tooth cervical hypersensitivity. *Am J Dent* 2005;18(4):291-5.
134. Jenson ME, Doering JV. A comparative study of two clinical techniques for treatment of root surface hypersensitivity. *Gen Dent* 1987;35(2):128-32.
135. McBride MA, Gilpatrick RO, Fowler WL. The effectiveness of sodium fluoride iontophoresis in patients with sensitive teeth. *Quintessence Int* 1991;22(8):637-40.
136. Brough KM, Anderson DM, Love J, Overman PR. The effectiveness of iontophoresis in reducing dentin hypersensitivity. *J Am Dent Assoc* 1985;111(5):761-5.
137. Gangarosa LP Sr. Fluoride iontophoresis for tooth desensitization. *J Am Dent Assoc* 1986;112(6):808-10.

- 138.** Kern DA, McQuade MJ, Scheidt MJ, Hanson B, Van Dyke TE. Effectiveness of sodium fluoride on tooth hypersensitivity with and without iontophoresis. *J Periodontol* 1989;60(7):386-9.
- 139.** Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İ.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, İstanbul, 1999.
- 140.** Mc Lean JW. The Science and art of dental ceramics. Vol I. Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1980.
- 141.** Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999;2(1):9-35.
- 142.** Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005;22(1):49-60.
- 143.** Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Diş) Doktora Tezi. Ankara, 2005.
- 144.** Şenyılmaz DP. Dual akslı çigneme simülatörü ile yapılan dinamik yorulmanın tam seramik ve metal destekli seramik kronların kırılma dayanıklılığına etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi. Ankara, 2005.
- 145.** Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *C.U. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2002;5(2):97-102.
- 146.** Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005;22(1):41-8.
- 147.** Drummond JI, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000;16(3):226-33.
- 148.** Christensen GJ. Tooth preparation and pulp degeneration. *J Am Dent Assoc* 1997;128(3):353-4.
- 149.** Driessens FC. Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J* 1977;27(4):317-23.
- 150.** Smith DC. Buonocore Memorial Lecture. A milestone in dentistry. *Oper Dent* 1982;7(1):14-25.
- 151.** Burke FJ, Combe EC, Douglas WH. Dentin bonding systems: 1. Mode of action. *Dent Update* 2000;27(2):85-8, 90, 92-3.
- 152.** Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach. Quintessence Publishing Co, Inc. Illinois; 141,175.
- 153.** Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. Öncü Basımevi, Ankara, 2000;21-37.
- 154.** Roulet JF, Degrange M, Adhesion the silent revolution in dentistry, Quintessence Publishing Co, Inc, London, UK, 2000.
- 155.** Öztürk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *C.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2001; 4(2):128-131.
- 156.** De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.
- 157.** Fusayama T. Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composite resin restorations. *Quintessence Int* 1987;18(9):633-41.
- 158.** Perdiago J, Lopes M. The effect of etching time on dentin demineralization. *Quintessence Int* 2001;32(1):19-26.
- 159.** Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentin adhesion. *J Dent* 1997;25(5):355-72.
- 160.** Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16(3):265-73.
- 161.** Sturdevant CM. The art and science of operative dentistry. St. Louis, Missouri. Mosby Co., 3th ed. 1995 s:241-6.
- 162.** Joynt RB, Davis EL, Wiecekowsk G Jr, Yu XY. Dentin bonding agents and the smear layer. *Oper Dent* 1991;16(5):186-91.

163. Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent* 1995;8(2):88-92.
164. Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995;26(2):95-110.
165. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1998;42(4):567-77.
166. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:111-24.
167. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000;131(1):20S-25S.
168. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental Materials Properties and Manipulation. 8th Ed. Missouri: Mosby, 2004. Chapter 4,7.
169. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
170. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents. A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):280-301.
171. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent* 1998;26(1):53-8.
172. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil* 2001;28(1):95-101.
173. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil* 2000;27(2):103-10.
174. Bailey JH. Porcelain-to-composite bond strengths using four organosilane materials. *J Prosthet Dent* 1989;61(2):174-7.
175. Söderholm KJ, Shang SW. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res* 1993;72(6):1050-4.
176. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent* 1988;60(3):288-91.
177. Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent* 2004;91(5):453-8.
178. Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent* 2005;94(4):357-62.
179. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection, 3rd Ed. Quintessence Publishing Co, Inc. Chicago 2002; 210-21.
180. Hasegava EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1991;66(2):187-92.
181. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):135-41.
182. Christensen GJ. Resin cements and postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc* 2000;131(8):1197-9.
183. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986; 17(2):103-11.
184. Christensen GJ. Solving the frustrations of crown cementation. *J Am Dent Assoc* 2002;133(8):1121-2.
185. 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.
186. Johnson GH, Lepe X, Bales DJ. Crown retention with use of a 5% glutaraldehyde sealer on prepared dentin. *J Prosthet Dent* 1998;79(6):671-6.
187. Wolfart S, Linnemann J, Kern M. Crown retention with use of different sealing systems on prepared dentine. *J Oral Rehabil* 2003;30(11):1053-61.
188. 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. *J Prosthet Dent*. 2000;83(4):459-65.

189. 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.
190. Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, Lepe X. The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement. *J Prosthet Dent* 2004;91(5):428-35.
191. Sipahi C, Cehreli M, Ozen J, Dalkiz M. Effects of precementation desensitizing laser treatment and conventional desensitizing agents on crown retention. *Int J Prosthodont* 2007;20(3):289-92.
192. Dagostin A, Ferrari M. Effect of resins sealing of dentin on the bond strength of ceramic restorations. *Dent Mater* 2002;18(4):304-10.
193. Cal E, Türkün LS, Türkün M, Toman M, Toksavul S. Effect of an antibacterial adhesive on the bond strength of three different luting resin composites. *J Dent* 2006;34(6):372-80.
194. Pappas M, Burns DR, Moon PC, Coffey JP. Influence of a 3-step tooth disinfection procedure on dentin bond strength. *J Prosthet Dent* 2005;93(6):545-50.
195. Karaman AI, Uysal T. Effectiveness of a hydrophilic primer when different antimicrobial agents are mixed. *Angle Orthod* 2004;74(3):414-9.
196. Soeno K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. *J Oral Rehabil* 2001;28(12):1122-8.
197. Baba N, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of disinfectants containing glutaraldehyde on bonding of a tri-n-butylborane initiated resin to dentine. *J Oral Rehabil* 2002;29(5):478-83.
198. Lehmann N, Degrange M. Effect of four desensitizer on the shear bond strength of three bonding systems. *Eur Cell Mater* 2005;9(1):52-3.
199. Schaller HG, Wergin I, Bekes K, Gernhardt CR. The influence of desensitizing on bond strength of dentin adhesives. *Int Poster J Dent Oral Med* 2005;7(1):Poster 259.
200. Soares CJ, Santos Filho PCF, Barreto BCF, Mota AS. Effect of previous desensitizer and rewetting agent application on shear bond strength of bonding systems to dentin. *Cienc Odontol Bras* 2006;9(4):6-11.
201. Aranha AC, Siqueria Junior Ade S, Cavalcante LM, Pimenta LA, Marchi GM. Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with desensitizer products. *J Adhes Dent* 2006;8(2):85-90.
202. Li D, O'Keefe KL, Powers JM. Effect of dentin desensitizers on bond strength on deep dentin. *J Dent Res* 2000;79(special issue):509.
203. Sengun A, Koyuturk AE, Sener Y, Ozer F. Effect of desensitizers on the bond strength of a self-etching adhesive system to caries affected dentin on the gingival wall. *Oper Dent* 2005;30(4):430-5.
204. Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M. Effect of fluoride application on tensile bond strength of self-etching adhesive systems to demineralized dentin. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):503-10.
205. Külünk Ş, Saraç D, Saraç Ş. Simanların dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerinde aşırı duyarlılık giderici ajanların etkisi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2006;30(2):83-9.
206. Tay FR, Pashley DH, Mak YF, Carvalho RM, Lai SC, Suh BI. Integrating oxalate desensitizers with total-etch two step adhesives. *J Dent Res* 2003; 82(9):703-7.
207. Seara SF, Erthal BS, Ribeiro M, Kroll L, Pereira GD. The influence of a dentin desensitizer on the microtensile bond strength of two bonding systems. *Oper Dent* 2002;27(2):154-60.
208. Yiu CK, King NM, Suh BI, Sharp LJ, Carvalho RM, Pashley DH, Tay FR. Incompatibility of oxalate desensitizers with acidic, fluoride-containing total-etch adhesives. *J Dent Res* 2005;84(8):730-5.
209. Boksmán L. Point of Care. *J Can Dent Assoc* 2005;71(9):635-6.

- 210.** Türkkahraman H, Adanir N. Effects of potassium nitrate and oxalate desensitizer agents on shear bond strengths of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2007;77(6):1096-100.
- 211.** Türkkahraman H, Adanir N, Güngör AY. Bleaching and desensitizer application effects on shear bond strengths of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2007;77(3):489-93.
- 212.** 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.
- 213.** Watanabe I, Nakabayashi N. Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. *J Dent* 1994;22(2):67-72.
- 214.** Altay N, Akça T. İn vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2002;26:32-38.
- 215.** Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989;17(2):61-7.
- 216.** ISO/Technical Committee 106/SC1/WG11. Dental Materials: Guidance on testing of adhesion to tooth structure. Committee draft: ISO/TC106, Trieste, 1991.
- 217.** Miyazaki M, Oshida Y, Xirouchaki L. Dentin bonding system. Part 1: Literature review. *Biomed Mater Eng* 1996;6(1):15-31.
- 218.** Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 1991;4(5):231-6.
- 219.** Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater* 1992;8(4):265-9.
- 220.** ISO/Technical Report 11405 KD. Dental Materials-Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 2000.
- 221.** Nelson RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1952;44(3): 288-95.
- 222.** Fitchie JG, Puckett AD, Hembree JH, Williams M. Evaluation of a new dental bonding system. *Quintessence Int* 1993;24(1):65-70.
- 223.** ADA Acceptance Program Guidelines "Dentin and Enamel Adhesive Materials" 2001.
- 224.** Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil* 2005;32(2):128-33.
- 225.** Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94(3):234-41.
- 226.** Cal E, Türkün LS, Türkün M, Toman M, Toksavul S. Effect of antibacterial adhesive on the bond strength of three different luting resin composites. *J Dent* 2006;34(6):372-80.
- 227.** Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite Fpp. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *J Appl Oral Sci* 2003;11(1):61-71.
- 228.** Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability: effects of crown preparation. *Int J Prosthodont* 1991;4(3):219-25.
- 229.** Zaimoglu A, Aydin AK. An evaluation of smear layer with various desensitizing agents after tooth preparation. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):450-7.
- 230.** Kern M, Kleimer B, Schaller HG, Strub JR. Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement. *J Prosthet Dent* 1996;75(2):159-62.
- 231.** Bebermeyer RD, Berg JH. Comparison of patient-perceived postcementation sensitivity with glass-ionomer and zinc phosphate cements. *Quintessence Int* 1994;25(3):209-14.
- 232.** Saunders WP. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentine. *J Dent* 1988;16(5):233-8.

- 233.** Tagami J, Nakajima M, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Effect of aging on dentin bonding. *Am J Dent* 1993;6(3):145-7.
- 234.** Erkut S, Küçükesmen HC, Eminkahyagil N, Imirzalioglu P, Karabulut E. Influence of previous provisional cementation on the bond strength between two definitive resin-based luting and dentin bonding agents and human dentin. *Oper Dent* 2007;32(1):84-93.
- 235.** Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 1998;43(4):305-11.
- 236.** Yeşilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: A microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract* 2006;7(2):26-36.
- 237.** Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Kulunk T. Effect of the dentin cleansing techniques on dentin wetting and on the bond strength of a resin luting agent. *J Prosthet Dent* 2005;94(4):363-9.
- 238.** McInnes PM, Wendt SL Jr., Retief DH, Weinberg R. Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. *Dent Mater* 1990;6(3):204-7.
- 239.** Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. *Am J Dent* 1998;11(5):202-206.
- 240.** Saraçoğlu A, Cura C, Çöttert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil* 2004;31(8):790-7.
- 241.** Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000;83(6):644-7.
- 242.** Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. *J Prosthet Dent* 1997;78(5):511-7.
- 243.** Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Junior SM. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004;13(1):28-35.
- 244.** Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):357-63.
- 245.** Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001;86(1):101-6.
- 246.** Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995;74(9):1591-6.
- 247.** Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991; 70(5):889-93.
- 248.** DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995;11(2):126-31.
- 249.** Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res* 1996;32(4):533-41.
- 250.** Al Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997; 28(11):717-23.
- 251.** Oshida Y, Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Biomed Mater Eng* 1996; 6(2):87- 100.
- 252.** Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;17(2):165-9.
- 253.** Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dent Mater* 2005;21(2):139-44.

- 254.** Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 1997;76(6):1298-307.
- 255.** Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89-99.
- 256.** Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *J Oral Rehabil* 2004;31(9):911-7.
- 257.** Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater* 2007;23(2):211-7.
- 258.** Witzel MF, Braga RR, Singer Jde M, Azevedo CL. Bond strength between polymer resin-based cement and porcelain-dentin surfaces: influence of polymerization mode and early cyclic loading. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):145-9.
- 259.** Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater* 2002;18(8):609-21.
- 260.** Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 2002;88(3):277-84.
- 261.** Monaco EA, Bonstein T, Bush PJ, Monarres A. Two chairside dentin desensitizers: A critical SEM review. Poster presentation. Poster no: 0600. IADR 12-15 March 2003. SanAnton USA.