



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**POSTERİOR KOMPOZİT REZİN RESTORASYONLARDA
POSTOPERATİF HASSASİYETİN İNCELENMESİ:
RANDOMİZE KLİNİK ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ

Ayşenur ÇAKIR

SAMSUN 2023



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**POSTERİOR KOMPOZİT REZİN RESTORASYONLARDA
POSTOPERATİF HASSASİYETİN İNCELENMESİ:
RANDOMİZE KLİNİK ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ

Ayşenur ÇAKIR

Danışman: Prof. Dr. Ertan ERTAŞ

SAMSUN

2023

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, kişisel duruşu ve akademisyenliğini kendime örnek aldığım tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Ertan ERTAŞ' a,

Eğitim sürem boyunca hiçbir konuda desteğini ve yardımlarını esirgemeyen, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan değerli hocalarım Prof. Dr. Eda GÜLER, Prof. Dr. Nihan GÖNÜLOL, Doç. Dr. Emel KARAMAN ve Doç. Dr. Fikret YILMAZ' a,

Tez verilerimin değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen OMÜ Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu, Spor Yöneticiliği Bölümü Bölüm Başkanı Prof. Dr. Soner ÇANKAYA' ya,

Dostlukları ve tez çalışmam boyunca destekleri için Uzm. Dt. Taha Baturay BİLİR ve Uzm. Dt. Betül Kübra KURUCU' ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bana her konuda yardımcı olan çalışma arkadaşlarım ve tüm bölüm personeline,

Bugünlere gelmemde büyük özveri ve emekleri olan başta annem ve babam olmak üzere ailem ve canım yeğenlerime,

Ve tüm sabrı için yol arkadaşım Mehmet BAŞER' e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, PYO.DIS. 1904.22.003 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

Posterior Kompozit Rezin Restorasyonlarda Postoperatif Hassasiyetin İncelenmesi: Randomize Klinik Çalışma

Amac: Bu çalışmanın amacı; üniversal adeziv olarak adlandırılan ve tüm adeziv tekniklerle uygulanabilen bir adezivin (G2-Bond Universal,GC Europe) farklı adeziv teknikler (total etch ve self etch) ve farklı kompozit yerleştirme teknikleri (bulk-fill tekniği ile Tetric PowerFill bulk-fill kompozit, inkremental tabakalama tekniği ile G-aenial Posterior geleneksel mikrohibrit kompozit) ile uygulanmasının postoperatif hassasiyete etkisini incelemektir.

Materyal-Metot: Bu klinik çalışma kapsamında premolar dişlerinde primer çürük lezyonu bulunan 70 hastaya 140 restorasyon gerçekleştirilmiştir. Her hastaya her adeziv teknikten birer adet olmak üzere iki adet restorasyon uygulanmıştır. Adeziv rezin G2-Bond Universal, üretici talimatlarına göre total etch ve self etch teknikleri ile kullanılmıştır. Kaviteler daha sonra Tetric PowerFill kompozit rezin kullanılarak bulk-fill tekniği ile veya G-aenial Posterior geleneksel kompozit rezin kullanılarak inkremental tabakalama tekniği ile tamamlanmıştır. Postoperatif hassasiyet, VAS (visual analog skala) puanlama indeksi kullanılarak başlangıç (0.gün), 1., 7. ve 14. günlerde; soğuk, hava ve çiğneme uyaranları ile değerlendirilmiştir.

Bulgular: Soğuk, hava ve çiğneme uyaranları ile yapılan testlerde, çalışma grupları arasında postoperatif hassasiyet açısından istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmemiştir.

Sonuç: Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde test edilen üniversal adeziv rezinin; farklı adeziv teknikler (total etch veya self etch) ve farklı kompozit yerleştirme teknikleri (bulk-fill veya inkremental teknik) ile kullanımının postoperatif hassasiyeti etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Postoperatif Hassasiyet, Üniversal Adeziv, G2 Bond Universal, Bulk-Fill Kompozit

Ayşenur ÇAKIR, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi- Samsun, Şubat 2023

ABSTRACT

Evaluation Of Postoperative Sensitivity In Posterior Composite Resin Restorations: A Randomized Clinical Study

Purpose: The aim of this study is analyse the effect of applying a universal adhesive that can be used with all adhesive techniques with different adhesive techniques (total etch and self etch) and different composite placement techniques (bulk-fill technique and incremental layering technique) on postoperative sensitivity to clinically.

Material-Methods: In this clinical study, 140 restorations were performed on 70 patients with primary caries lesions in their premolars. Two restorations were applied to each patient, one from each adhesive technique. The cavities were then completed with the bulk-fill technique using Tetric PowerFill composite resin or the incremental layering technique using G-aenial Posterior conventional composite resin. Postoperative sensitivity was evulated at baseline (day 0), 1, 7 and 14 days using the VAS (visual analog scale) scoring index; evaluated with cold, air and chewing stimuli.

Results: No statistically significant difference was observed between the study groups in terms of postoperative sensitivity in tests with cold, air and chewing stimuli.

Conclusion: Within the limitations of our study, the universal adhesive resin tested; It was concluded that the use of different adhesive techniques and different composite placement techniques did not affect the postoperative sensitivity.

Keywords: Postoperative Sensitivity, Universal Adhesive, G2 Bond Universal, Bulk-Fill Composite

Ayşenur ÇAKIR, Expertise Thesis

Ondokuz Mayıs University- Samsun, February 2023

SİMGELER ve KISALTMALAR

% : Yüzde

= : Eşittir

°C : Derece Santigrat

MMA : Metil metakrilat

Bis-GMA : Bis-Fenol-A Glisidil Metakrilat

BIS-EMA : Bisfenol-A Etil Metakrilat

HEMA : Hidroksietil Metakrilat

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA : Üretan dimetakrilat

MPTS : 3-Metakriloksipropiltrimetoksisilan

10-MDP : 10-Metakriloiloksidetil Dihidrojen Fosfat

4-META : 4-Metakriloksietiltrimellitit andihrid

4-MET : 4-Metakriloksietiltrimellitik asit

MDPB : Metakriloiloksidodesil pridinyum bromür

GPDM : Gliserol fosfat dimetakrilat

APS : 3-akriloksipropil trimetksilan

GPS : γ - glisidoksiprofil trimetoksisilan

ATES : Orgonosilan alitrietoksisilan

OTMS : n-oktiltrimetoksisilan

MPTS : 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan

BAP : Biaçil fosfin

UV : Ultraviyole

CHX : Klorheksidin

ER-YAG : Erbiyum Yitriyum Alüminyum Garnet
Nd:YAG : Neodymiyum Yitriyum Alüminyum Garnet
PRG : Pre-reacted
GPa : Gigapaskal
LED : Light emitting diode
QTH : Quartz-Tungsten Halojen
PAC : Plazma Ark Ünite
CQ : Kamforokinon
TPO : Trimetilbenzoil difenilfosfin oksit
PPD : 1-fenil -1,2 propanediyon
Al : Alüminyum
Ba : Baryum
cm : Santimetre
mm : Milimetre
mm² : Milimetrekare
nm : Nanometre
µm : Mikrometre
sn : Saniye
MPa : Mega Pascal
SiO² : Silisyum Dioksit
SPSS : Sosyal Bilimler için İstatistik Paketi
Ss : Standart sapma
VSR: Verbal Rating Scale - Sözel Değerlendirme Skalası
VAS: Visual Analogue Scale - Görsel Analog Skala



İÇİNDEKİLER

1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi	2
2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	2
2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	4
2.4. Kompozit Rezin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler	9
2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu	12
2.7. Polimerizasyon Büzülmesi.....	14
2.8. Postoperatif Hassasiyet ve Etkileyen Faktörler.....	16
2.9. Adeziv Sistemler	24
3. MATERYAL VE METOD	27
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	28
3.2. Hasta Seçimi.....	29
3.3. Randomizasyonun Sağlanması ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması	30
3.4. Hasta Kayıtlarının Alınması.....	31
3.5. VAS Değerlendirme Testlerinin Uygulaması	32
3.6. Klinik Uygulama Protokolü	34
3.7. Tedavi Sonrası Postoperatif VAS Değerlendirmesi.....	38
3.8. Kalan Dentin Kalınlığının Ölçülmesi.....	39
3.9. İstatistik Değerlendirme	39
4.BULGULAR	40
4.1.Çiğneme Uyarıcı Testi Bulguları.....	40
4.2. Hava Uyarıcı Testi Bulguları	41
4.3.Soğuk Uyarıcı Testi Bulguları.....	43
5.TARTIŞMA	46
6.SONUÇLAR:	57

KAYNAKÇA.....	58
ÖZGEÇMİŞ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.



1.GİRİŞ

Postoperatif hassasiyet; kompozit rezin restorasyon uygulamalarından sonra özellikle posterior dişlerde görülen ve restorasyonların kısa dönemde değiştirilmesine sebep olan klinik durumdur¹. Bu durum termal (sıcak-soğuk), kimyasal uyarılara veya hava spreyine maruz kalındığında oluşan kısa, keskin bir ağrı şeklinde oluşabileceği gibi, çiğneme sonrası da oluşabilmektedir.

Postoperatif hassasiyetin en önemli sebebi olarak gösterilen polimerizasyon büzülmesi ve büzülme stresleri, adeziv-diş dokusu arayüzünde aralık oluşumu ve bağlantı problemlerinin yanı sıra diş sert dokularında (dentin ve mine) çatlak oluşumu ve tüberküllerde defleksiyona da neden olabilmektedir. Bağlantı arayüzünde oluşan aralanma mikrosızıntı ile sonuçlanırken, tüberküllerde oluşan defleksiyon çiğneme sırasında hissedilen ağrıya neden olmaktadır².

Polimerizasyon büzülmesini en aza indirebilmek için yeni materyal ve teknikler üzerinde çalışılmaktadır^{3,4}. Ünlversal adeziv rezinler günümüzde geliştirilmiş bu yeni materyallerdendir. Hekimin klinik tercihine göre total etch, selektif etch ya da self etch teknikleri ile kullanılabilen, tek şişeli ve karıştırma gerektirmeyen universal adeziv sistemler⁵; hekimin kavite ve restorasyona en uygun adeziv tekniği seçmesine imkan sağlanmış ve geleneksel adeziv sistemlerin dezavantajlarının ortadan kaldırılmayı amaçlamıştır⁶. Ünlversal adeziv sistemlerinin laboratuvar testleri^{7,8} ve klinik değerlendirmeler, bu materyallerle kaliteden ödün vermeden basitleştirilmiş bir restorasyon prosedürünün elde edildiğini göstermiş olsa da^{9,10} ünlversal adezivlerin klinik kullanımı ile ilgili araştırmalar devam etmektedir.

Restoratif klinik prosedürleri basitleştirmek için geliştirilen materyallerden biri de 4-5 mm kalınlıklarda kullanılabilen bulk-fill kompozit rezinlerdir¹¹⁻¹⁴. Klinik değerlendirmelerine ilişkin ilk raporlar umut verici olsa da^{15,16} bulk-fill kompozitlerin postoperatif hassasiyete etkileri ile ilgili literatürde hala yeterli klinik çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı; tüm adeziv tekniklerle kullanılabilen G2-Bond Universal adezivin farklı adeziv tekniklerle (total etch ve self etch) ve farklı kompozit yerleştirme teknikleri (bulk-fill tekniği ile Tetric PowerFill bulk-fill kompozit, inkremental tabakalama tekniği ile geleneksel GC G-aenial Posterior kompozit) ile uygulanmasının postoperatif hassasiyete etkisini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

Belirgin fazlar oluşturacak şekilde karıştırılan farklı özellikteki iki ya da daha fazla materyalden elde edilen yeni ürün “kompozit” olarak adlandırılmaktadır¹⁷. Akrilik monomerin silikat cam partikülleriyle karıştırılıp polimerize edilmesiyle oluşan ürün ise dental kompozit olarak isimlendirilmektedir¹⁸.

Kompozit rezinler; belirli oranlardaki inorganik doldurucuların organik bir matriks içerisine dağılması sonucu oluşan restorasyon materyalleridir. İlk olarak Buonocore¹⁹ un fosforik asit uygulanmış mine yüzeylerine akrilat rezinlerin daha iyi bağlandığını bildirmesini takiben Rafeel Bowen tarafından 1962 yılında diş hekimliğine tanıtılmış ve günümüze kadar gelişimini sürdürmüştür²⁰.

Günümüzde ise sundukları renk seçenekleri, diş dokularına bağlanabilmeleri ve kalan diş dokusunu destekleyebilmeleri, konservatif kavite preperasyonuna izin vermeleri, tek seansta tedavinin tamamlanmasına olanak sağlamaları, fiziksel ve estetik beklentileri karşılayabilmeleri gibi birçok avantajı bünyesinde bulundurmasıyla restoratif materyaller içinde tercih edilir hale gelmişlerdir.

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan rezinler; organik (polimer matriks), inorganik (doldurucu faz) ve ara faz olmak üzere üç fazdan oluşmaktadır²¹.

2.2.1. Organik Faz (Polimer Matriks)

‘Rezin matriks’ olarak da isimlendirilen bu faz içerisinde monomerler, ko-monomerler, monomerlerin polimerizasyonunu tetikleyen başlatıcı-aktivatörler, materyalin raf ömrünü uzatan inhibitörler, ultraviyole stabilizatörler ve renk belirlenmesinde kullanılan pigmentler bulunmaktadır²². Bu faz esas olarak inorganik doldurucu partikülleri sararak kompozit rezinleri meydana getiren fazdır²³.

Monomerler, Ko-Monomerler

Rezin matriks için kullanılan monomerler çoğunlukla dimetakrilat bileşikleridir. Bis-fenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA) yaygın olarak kullanılan monomerlerdendir²⁴.

Kompozit materyallerin kıvamını kontrol edebilmek ve manipülasyonunu sağlamak için yapıya düşük molekül ağırlığına sahip ko-monomer denilen bileşenler eklenir. Bu amaçla en sık trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) ve Bis-Fenol A-etil metakrilat (Bis-EMA) ko-monomerleri kullanılmaktadır²⁵.

Polimerizasyon Başlatıcı-Aktivatör Sistemi: (İnitiatör/Akselatör)

Serbest radikallerin katılma reaksiyonu ile polimer zincirlerinin oluşumu gerçekleşir²⁶. Reaksiyonun başlaması için aktive olarak serbest radikallerin oluşumunu sağlayan maddelere başlatıcı-initiatörler; reaksiyonu hızlandıran maddelere de hızlandırıcı-akselatörler denilmektedir^{17,27,28}.

Kompozit rezinler iki farklı şekilde polimerize olmaktadır. Kimyasal aktivasyon gösteren kompozit rezinler, dibenzilperoksit ve tersiyer amin (N,N-Dimetil-P-Toluidin) içeren ikili pat şeklinde başlatıcı içerir. İkili pat karıştırıldığında benzoil peroksit ile tersiyer amin reaksiyona girer polimerizasyon reaksiyonu başlar²⁶.

Işık ile aktivasyon gösteren kompozitlerde ise fotobaşlatıcı 450-470 nm dalga boyundaki görünür ışık ile aktive hale gelmektedir. Bu dalga boyu aralığındaki ışığa duyarlı aktivatör uyarılarak, serbest radikal oluşturmak üzere aminle etkileşime girer. Bunun için en yaygın olarak kullanılan fotobaşlatıcı kamforokinondur (CQ)^{18,29,30}. Kamforokinon 400-500 nm dalga boylarındaki mavi ışık etkisi ile harekete geçer²⁶. Fotobaşlatıcı olarak kullanılan diğer maddeler Fenilpropanodin Biaçilfosfin Oksit (BAP), Triaçilfosfin Oksit (Lucirin-TPO), Phenyilpropanedion (PPD), Bisasilfosfin Oksit (Irgacure 819)'tir³¹⁻³³.

İnhibitörler:

Kompozit rezinlerin kendi kendine polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü uzatabilmek için içerisine 2, 4, 6-Tritersiyer Bütilfenol/Butil Hidroksi Toluen (BHT) veya 4-Metoksifenol (PMP) gibi fenol türevleri eklenmektedir^{29,31,32}.

UV Stabilizatörler:

UV stabilizatörler; reaksiyona girmemiş artık reaksiyon ürünlerinin oksidasyonu sonucu oluşabilecek renk değişikliklerini azaltmak için ilave edilen bileşiklerdir. En sık kullanılan UV stabilizatör madde 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon'dur³¹.

Optik Modifiye Ediciler (Pigmentler):

Dişlere uygun doğal renk tonlarını yakalamak ve dental yapıları taklit edebilecek translusensiyi sağlamak için organik matrikse metal oksit pigmentler ilave edilmektedir. Resin yapısına katılan metal oksitler sıklıkla titanyum oksit ve alüminyum oksit pigmentlerdir³¹.

2.2.2 İnorganik Faz (Doldurucu Faz)

Kompozit resin materyallerinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin en önemli belirleyicisi olan bu fazda, organik matriks fazından kaynaklanan zayıf özellikleri

elimine edebilmek ve kompozitin diş dokularına benzer özelliklere sahip olabilmesi için kompozit rezinlere inorganik doldurucular eklenmektedir. Kompozit rezinlerin inorganik fazını, organik matriks içerisinde bulunan kuartz (kristalin silika), yitrium cam, koloidal silika, boraksilat cam, alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, zirkonyum oksit, stronsiyum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküller oluşturmaktadır^{34,35}. Kompozit rezinlerin yapısına katılan stronsiyum, baryum, çinko ve silisyum gibi elementler sayesinde ise radyopak görüntü vermeleri sağlanmış ve aşınmaya karşı daha dirençli kompozit rezinler elde edilmiştir³⁴.

Kompozit rezinlerin ağırlıkça en büyük kısmını oluşturan doldurucular kompozit rezin materyallere yüzey sertliği ve basınç dayanımının artması, polimerizasyon büzülmesinin azalması, termal genişlemenin azalması, manipülasyonu kolaylaştırmak için viskozite kontrolü, su emiliminin azalması, radyoopasitenin artırılması, antibakteriyel özellik ve estetik gibi önemli mekanik ve fiziksel özellikler sağlamaktadır^{26,36,37}. Eklenen doldurucu miktarı ve tipi kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özellikleri ile doğrudan bağlantılıdır²⁸.

2.2.3. Ara Faz (Silan)

Polimer matriksle doldurucular arasında bağlantıyı sağlayan ve ‘ara\bağlayıcı faz’ olarak adlandırılan bu faz olan silanlardan oluşur. Silanlar çift fonksiyonlu moleküllerdir. Bir ucu ile silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağlanırken, diğ er ucu ile organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağ kurmaktadır^{34,38}. Silanizasyon olarak da adlandırılan bu bağlanma işlemi için kompozit rezinlerde en yaygın kullanılan silan organosilan yapıdaki 3-metakriloksi propil trimetoksi silan (MPTS) ‘dır³⁶. MPTS kompozit rezin yapısını güçlendirir ve direnç sağlamakta; hidrofobik özelliğ i sayesinde ise su emilimini azaltarak ve hidrolitik dengeye katkıda bulunmaktadır^{28,34}.

OTMS (n-oktiltrimetoksilan), APS (3- akriloksi propil trimetoksilan), 4-META, GPS (γ- glisidoksi profil trimetoksilan), ATEs (organosilan alitrietoksilan) da silan bağlayıcı ajanı olan moleküllerdendir^{28,36}.

2.3. Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezınler inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüklerine, yüzdelere, viskozitelerine veya polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılabilirler.^{17,39} Günümüzde geçerliliğini koruyan ve en sık kullanılan

sınıflama ise inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre yapılan sınıflamadır^{40,41}.

2.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

2.3.1.1. Kimyasal Aktivasyonla Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Self-Cure)

İkili patlı (pat+pat, likit+pat, toz+likit) olarak üretilen kompozit rezin sistemlerdir. Bu sistemde kimyasal polimerizasyon, patın iki bileşeninin belirlenen oranlarda karıştırılmasıyla başlamaktadır. Karıştırma sonrasında patlardan birinde bulunan polimerizasyon başlatıcı benzoil peroksit ile diğer bileşende bulunan hızlandırıcı aromatik tersiyer amin, serbest radikaller oluşturmak üzere reaksiyona girer ve kimyasal polimerizasyon başlamış olur¹⁷. Polimerizasyon süresinin uzun olması, karıştırma sırasında hava kabarcığı kalabilmesi ve amine bağlı renklenmesi olması kimyasal polimerize olan kompozit rezinler için dezavantaj oluşturmaktadır⁴².

2.3.1.2. Görünür Işık Aktivasyonu ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Light-Cure)

Günümüzde kullanılan görünür ışıkla polimerize olan dental kompozitlerde 400-500 nm dalga boyu aralığına duyarlı kamforokinon (CQ) polimerizasyon başlatıcı olarak, alifatik aminler ise hızlandırıcı olarak kullanılmaktadır. Polimerizasyonu başlatmak için ışık kaynağı olarak QTH (Quartz- Tungsten Halojen), plazma ark, LED (light-emitting diode) ve argon lazer kullanılabilir⁴³⁻⁴⁵. Kamforokinon, ışığı absorbe ettiği zaman diketon/amin kompleksinin aktive olmasıyla polimerizasyon başlatılır^{37,46}.

Bu sistemdeki kompozitlerin karıştırma gibi bir ön hazırlık gerektirmeden tek pat olarak hazır bulunması, çalışma için hekime yeterli ve kontrol edilebilen bir zaman sağlaması, bitirme ve polisaj işlemlerinin daha az zaman alması ve tabakalar şeklinde polimerize edildiklerinden polimerizasyon büzülmesinin daha az olması gibi avantajlar sağlamaktadır³⁷.

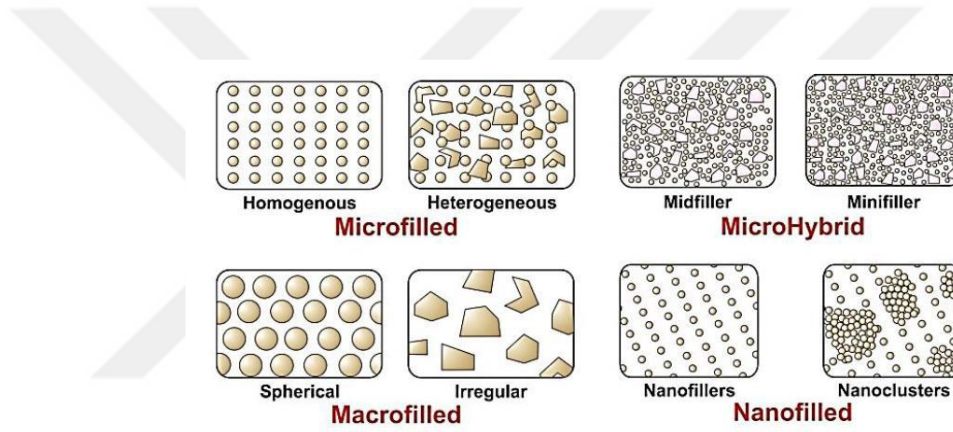
2.3.1.3. Hem Kimyasal Hem Işık Aktivasyonu ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Dual-Cure)

Bu kompozitler kimyasal katalizörün yanı sıra ışık aktivatörleri de içermektedir. Bu sistemde ışıkla başlayan polimerizasyon kimyasal olarak devam eder. Kimyasal olarak polimerizasyonun hızı düşüktür ve ışık kullanılarak kompozit rezine ilave bir polimerizasyon sağlanması amaçlanmaktadır¹⁷.

Akışkan özellikleri nedeniyle daha çok simantasyon materyali olarak kullanılan dual-cure kompozitlerin; özellikle yeterli polimerizasyon sağlanamayacağından endişe duyulan derin kavitelere, 2 mm'yi geçen kalınlardaki kompozit rezin uygulamalarında, kaviteye ulaşımın güç olduğu interproksimal bölgelerde kullanımını önerilmektedir¹⁷.

2.3.2. İnorganik Doldurucu Partiküllerin Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler için geçerliliğini koruyan ve günümüzde en sık kullanılan sınıflama inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine uygun yapılan sınıflamadır^{40,41}(Şekil 1). Kompozit rezinlerin partikül büyüklüklerine göre sınıflandırılması Tablo 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1: Dental Kompozitlerin Partikül Büyüklüğü Ve Yapısına Göre Kompozisyonu⁴⁷

Kompozit Resin	İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü
Megafil	50-100 μm
Makrofil	10-100 μm
Midifil	1-10 μm
Minifil	0,1-1 μm
Mikrofil	0,01-0,1 μm
Hibrit	0,04-1 μm
Nanofil	0,005-0,01 μm

Tablo 1: Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması¹⁷

Makrofil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklükleri 10-100 μm arasındadır. Polisaj yapılması zordur çünkü içeriğindeki partiküllerin büyük ve sert

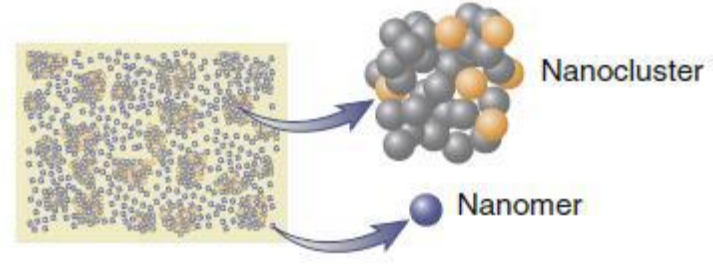
olması organik matriksin inorganik partiküllere göre daha fazla aşınmasına sebep olarak kompozit rezin yüzeyinin pürüzlü kalmasına ve renklenmesine sebep olur^{17,18,28}.

Doldurucu partikülleri 1-10 µm büyüklüğünde olan midifil kompozit rezinler, makrofil kompozitlere göre daha iyi cilalanabilirlik ve daha fazla partikül miktarı sunsa da benzer dezavantajlara sahiptirler. Bu nedenle tercih edilmemektedirler^{17,18}.

Doldurucu olarak koloidal silika partikülleri kullanılan mikrofil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0.01-0.1µm arasındadır. Yüksek strese maruz kalan posterior bölgede kullanımları endike değildir. İyi polisajlanabilmeleri ve partikül boyutunun küçük olması dolayısıyla ön bölge estetik restorasyonlar için uygun materyallerdir^{17,18,27,40}.

Hibrit kompozitler, makro doldurucu kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri ile mikro doldurucu kompozit rezinlerin pürüzsüz yüzeyini bir araya getirmek amacıyla üretilmiş, birbirinden farklı büyüklüklerdeki doldurucular içeren kompozit rezinlerdir. Hibrit kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri 0,04-1 µm arasında değişmektedir. Hibrit kompozit, büyük partiküle göre isimlendirilir^{17,27}. Mikro partikül yüzdesi diğerlerine oranla daha fazla ise “mikrohibrit”; nano partikül yüzdesi daha fazla ise ‘nanohibrit’ olarak isimlendirilmektedir^{17,32,48}. Estetiğin önemli olduğu Sınıf 3, 4 ve 5 ve oklüzal stres bölgelerini içeren Sınıf 1 ve 2 restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir.

Günümüzde nanoteknoloji ile üretilen, nano boyutta dolduruculardan oluşan nanofil kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,001-0,01 µm (2-20nm) olan bu kompozitler görünür ışık ile absorpsiyon ya da saçılım göstermezler^{18,49}. Nanofil kompozit rezinler; dayanıklılık açısından hibrit kompozit rezinlerle, yüzey düzgünlüğü ve estetik açıdan ise mikrofil kompozit rezinlerle benzerlik göstermektedir⁴⁹. Doldurucu partiküller silika nano doldurucular (nanomer) ve nanomer grupları (nanocluster) olmak üzere iki ayrı kısımdan oluşmaktadır. Nanomer, yapısı kümeleşmemiş partikülleri ifade ederken, nanomer grupları (nanocluster) (Şekil 2) 50 nm’den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile oluşturdukları yapıları ifade etmektedir. Artmış mekanik ve optik özellikler, daha iyi polisajlanabilme ve düşük polimerizasyon büzülmesi gibi avantajları vardır⁵⁰. Başlangıçta ön bölge restorasyonları için önerilen nanofil kompozitler, son dönemde nanohibrit yapıda üretilmiş ve hem ön hem de arka grup restorasyonlarda kullanılabilirliğine olanak sağlamıştır^{49,51}.



Şekil 2: Nanomer ve Nanokümecek (Nanocluster) Yapıları⁵²

Nanohibrit kompozitler, büyük doldurucu partiküllere eklenmiş nanometre boyuttaki partiküllerden (0,4-5 µm) oluşmaktadır⁵². Üniversal kompozitler olarak da isimlendirilen nanohibrit kompozitler fiziksel özellik ve aşınma direnci bakımından hibrit ve mikrohibrit kompozitlere benzerdir. Yüksek translüsensi ve pürüzsüzlük özellikleri ise mikrofil kompozitler gibidir. Bu dayanıklılık ve estetik özellikleri ile günümüzde hem anterior hem posterior restorasyonlarda önerilmektedirler^{53,54}.

2.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Reziner

Kompozit rezinler viskozitelerine göre kondanse olabilen kompozitler ve akışkan kompozitler olarak sınıflandırılırlar⁵⁵.

Organik matriks oranı artırılarak vizkozitesi düşürülen akışkan (flowable) kompozitlerde, partikül boyutu daha küçük ve doldurucu partikül oranı daha azdır³⁷. Vizkozite düşürülerek kavite duvarlarına daha iyi adaptasyon, kolay uygulanabilme ve yüksek elastisite gibi özellikler elde edilmeye çalışılmıştır⁵⁶. Akışkan kompozitlerde doldurucu miktarları az olduğu için aşınmaya karşı dirençleri de daha azdır. Resin oranın fazla olması ve düşük viskoziteleri sebebiyle kavite duvarlarıyla iyi adaptasyon sağlamaları bu kompozitlerin geleneksel kompozitlerin kullanımından önce stres absorpsiyonu için kaviteelerde ilk katman olarak kullanılabilmelerine olanak sağlamıştır^{17,57,58}. Tüm bu avantajlarının yanında, termal genişleme katsayıları, aşınma miktarları ve yüzey pürüzlülüklerinin fazla olması gibi dezavantajları da mevcuttur.

Kondanse edilebilen (packable) kompozitler posterior bölgede sınıf I ve II restorasyonlarda amalgam yerine kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir⁵⁹. Yoğunluk ve manipülasyon bakımından amalgama benzer olan bu kompozit rezinlerin yapısı, hibrit kompozit rezinlerden daha farklı olarak yüksek oranda doldurucu içerir ve doldurucu partikülleri modifiye edilmiştir^{60,61}. Akışkan kompozitler kadar yapışkan olmadıkları için el aletlerine yapışmazlar ve kaviteye kolayca yerleştirilip dişin anatomik yapısına

uygun form verilebilir. Bu da bitirme işlemlerini azaltmaya yardımcı olur. Kontak noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi özellikle sınıf II kavitelere başarıyla uygulanmalarını sağlamaktadır⁶².

2.4. Kompozit Rezin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler

Geleneksel kompozit rezinlere alternatif olarak yakın zamanda piyasaya sürülen bu güncel kompozit rezin sistemlerine; self-adeziv kompozitler, siloranlar, ormoserler, giomerler, iyon salabilen kompozitler, antimikrobiyal içerikli kompozitler, fiberle güçlendirilmiş kompozitler ve bulk-fill kompozitler ve örnek verilebilir.

2.4.1.Kendi Bağlanabilen (Self adeziv) Kompozit Rezinler

Self adeziv kompozit rezinlerin, self adeziv rezin simanlardan temel farkı, bu kompozit rezinlerin asit-baz nötrleşme reaksiyonlarına girmemesi ve florür salan cam doldurucu içermemesidir⁶³. Self adeziv kompozit rezinler düşük viskoziteli, akışkan özellikte materyallerdir; çürüksüz servikal lezyonlar ve Sınıf I ve V kavitelelerin restorasyonu ile porselenlerin tamirinde kullanılabilirler^{64,65}. Self adeziv kompozit rezinlerin bağlanma değerleri henüz istenilen seviyelere ulaşamamıştır⁶⁶.

2.4.2. Siloran Esaslı Kompozit Rezinler

Siloran esaslı kompozit rezinler adını, yapı taşlarını oluşturan siloksan ve oksiran moleküllerinden almaktadırlar⁶⁷. Bu moleküllerden siloksan, kompozit rezinin hidrofobik özelliğini artırarak biyolojik sıvılar içerisinde çözünmesini engelleyerek stabilitesini artırırken; oksiran halkası, kamforokinon foto başlatıcısı yerine fotobaşlatılmış katyonik halka açma ile polimerizasyon reaksiyonu sağlamakta ve geleneksel Bis-GMA esaslı kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında düşük polimerizasyon büzülmesi, artmış sertleşme derinliği ve yüksek dayanıklılık gibi avantajlar sağlamaktadır⁶⁸. Tüm bu avantajlarına rağmen siloran esaslı kompozit rezinler, kendilerine özel bir adeziv sistemle uygulanma gereksinimleri, renk seçeneklerinin az olması gibi dezavantajları dolayısıyla yaygınlaşmamıştır⁶⁹.

2.4.3. Ormoserler (Organik Modifiye Seramikler)

Ormoserler, adını ‘organik modifiye seramik’ kelimelerinin ilk hecelerinin birleşiminden almaktadır^{17,70}.

3 boyutlu çapraz bağlı kopolimerler olarak tanımlanmakta olan ormoserler, geleneksel kompozitlerden farklı olarak silisyum dioksit (SiO₂) iskeleti üzerine yapılmış bir organik iskelete sahiptirler⁷¹. Doldurucu içeriği ise geleneksel kompozit rezinlerdeki dolduruculara benzer olarak cam, seramik ve silikadan oluşur⁶⁰.

Ormoserler polimerizasyon büzülmesini azaltmak, biyouyumluluk, abrazyon dayanımını ve marjinal adaptasyonu artırma gibi avantajlar vadetse de geleneksel kompozit rezinlere kıyasla fiziksel özelliklerinde memnun edici bir gelişme sağlanamamıştır⁷².

2.4.4.Giomerler

Glass ionomer ve polimer kelimelerinin birleşiminden ismini alan bu materyaller cam ionomer simanın kötü estetik özelliklerini ve nemden etkilenebilirliğini azaltmak amacıyla geliştirilmiş materyallerdir⁷³. Rezin esaslı materyaller olan giomerlerin içeriğinde, materyale eklenmeden önce poliakrilik asitle işlem gören 'pre-reacted' cam partikülleri (PRG), retan dimetakrilat, hidroksietil metakrilat bulunmaktadır. Kompozit rezinlerin estetik ve polisajlanabilme özellikleri ile cam ionomer simanın florür salınım ve reşarj özelliklerinin birleştiren giomerlerin diş dokularına adezyonu için kompozit rezinlerde olduğu gibi bir adeziv sisteme ihtiyaç vardır. Işıkla polimerize edilebilirler ve radyoopak görüntü vermektedirler^{74,75}.

2.4.5.İyon Salabilen Kompozit Rezinler

Restorasyon yüzeyi ve ağız içi pH değişikliklerine bağlı olarak rezin yapıdan salınacak olan flor, kalsiyum ve hidroksil gibi iyonların; karyojenik bakterilerin oluşturduğu laktik asidi nötralize etmesi ile, oluşacak demineralizasyonun ve sekonder çürüklerin engellenmesi amacıyla üretilmiş olsalar da beklentileri karşılayamamış ve varlıklarını srdrememişlerdir^{76,65}.

2.4.6. Antibakteriyel İçerikli Kompozit Rezinler

Antibakteriyel özelliğe sahip kompozit rezinler rezin matrisi içerisine klorheksidin (CHX) gibi çözünebilen antimikrobiyal ajanlar eklenerek veya 12-Metasiriloiloksidodesil Piridinium Bromid (MDPB) gibi ajanların matrisi içinde salınım olmadan sabit kalmasıyla ve plak birikimi ve bakteri üremesine karşı engelleyici etki göstermesiyle elde edilebilmektedir^{77,78,79}. Son yapılan çalışmalarda rezin yapısına, kuarterner amonyum bileşikleri, antibiyotikler, biyoaktif cam partikülleri ve gümüş nanopartikülleri gibi bileşikler katılarak antibakteriyel kompozitler hazırlanmaya çalışılsa da henüz rutin klinik kullanıma girememişlerdir.

2.4.7.Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Geleneksel kompozit rezinlere kıyasla kırılmaya karşı dirençleri ve mekanik ve fiziksel özellikleri artırılan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu özellikle posterior bölgedeki dişlerin restorasyonlarında kullanılmak amacıyla retilmişlerdir⁸⁰. Geniş madde kayıplı ve kanal tedavisi görmüş

dişlerin restorasyonu ve splint uygulamaları da endikasyonları arasında bulunmaktadır⁵². Bunun yanı sıra fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan stresleri kontrol ederek, mikrosızıntıyı da azaltırlar. Oluşan stres polimer matriksten fiberlere aktarılır ve fiberlerin çatlak oluşumuna dayanıklı yapısı sayesinde güçlü bir destek altyapı oluşturulmaktadır⁸¹.

2.4.8.Bulk-Fill Kompozit Rezinler

İnkremental tabakalama tekniğinde kompozit rezin materyalin en fazla 2 mm kalınlıkta uygulanabilmesi ve yeterli polimerizasyon için her bir tabakaya 20 ila 40 saniye ışık uygulanması, günlük klinik pratiğinde oldukça zaman alıcı ve yorucu bir durumdur. İnkremental teknik altın standart olarak kabul edilmiş olsa da özellikle derin kaviterlerde uygulama için gereken zamanın fazla olması, tabakalar arasında boşluk ve hava kabarcığı kalması ihtimali ve olası kontaminasyon riskleri gibi dezavantajlar, 2 mm'den daha kalın kompozit tabakasının tek seferde 'bulk' halinde yerleştirilebildiği "bulk-fill" kompozitlerin geliştirilmesine sebep olmuştur^{82,83}.

Bulk-fill kompozit rezinlerle ilgili en büyük endişe, polimerizasyon büzülme stresleri ve monomerlerin polimere dönüşüm oranı olmuştur⁸⁴. Araştırmalar, bulk-fill kompozitlerin geleneksel veya akışkan kompozitlere göre polimerizasyon büzülmesinin daha düşük olduğunu bildirmektedir^{85,86}. Yüksek translüsent yapıya sahip olmaları sebebiyle geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha yüksek polimerizasyon derecesine sahiptirler^{14,85}. Polimerizasyon derinliğini arttırmak için; doldurucuların boyutu arttırılmış, doldurucu oranı azaltılmış, böylece rezinin translüsentliğinin artması sağlanmış ve ışığın materyalin içinde saçılması azaltılarak daha derinlere etki etmesi sağlanmıştır^{87,88}. Bulk-fill kompozitlerin inorganik yapısında bulunan baryum ve iterbiyum partikülleri, materyalin radyo opasitesini arttırarak, ışık kaynağının derin noktalara kadar etki edebilmesini sağlamaktadır. Ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık ve estetik kazandırmış olur⁸⁹. Bulk-Fill kompozitlerin polimerizasyon derinliğini arttırmak için Tetric Evo Ceram Bulk Fill (TECBF)' de kullanılan bir diğer yöntem germanyum esaslı "Ivocerin" in , polimerizasyon başlatıcı olarak organik matrikse ilavesidir⁹⁰. İvocerin kamforokinona kıyasla ışığa daha hassastır ve ışığı daha iyi absorbe eder⁹⁰. Sonuç olarak bulk-fill kompozitlerin kalın tabakalar halinde uygulanabilmesi, bu materyallerin fotobaşlatıcı sistemlerinin geliştirilmesi ve translüsensi özelliklerinin arttırılmış olması ile açıklanmaktadır^{89,91,92}.

Polimerizasyon derecesi olarak adlandırılan, monomerlerin polimere dönüşüm miktarı; bulk-fill kompozit rezinlerde geleneksel kompozitlere kıyasla daha yüksektir. Bir çok bulk-fill kompozit, 4 mm derinlikte % 90' a eşit yada daha yüksek dönüşüm derecesi sergilemiştir^{91,93}. Dönüşüm derecesini bu şekilde yükseltebilmek için, bulk-fill kompozit rezinlerin doldurucu monomerlerinin büyüklüğü arttırılmış, organik matriksteki monomer oranı ise azaltılmıştır. Bu da geleneksel kompozit rezinlere göre doldurucu-matriks arayüz alanının azalması ve mavi ışığın daha derinlere penetre olarak daha az saçılmasını sağlamaktadır⁸⁴.

Geleneksel kompozitlerde karşımıza çıkan en büyük sorunlardan biri olan polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı büzülme stresleri de bulk-fill kompozitlerde daha azdır ve kavite duvarlarında daha düşük polimerizasyon büzülmesi stresi gösterirler^{14,85,86,94}. Polimerizasyon büzülmesinin geleneksel kompozitlere göre düşük bulunmasının sebebi, inorganik doldurucu partikül teknolojisine, kullanılan polimerizasyon başlatıcı kimyasındaki farklılıklara ve rezin matriks formülasyonunun zamanla daha da iyileştirilmesine bağlanmaktadır⁹⁵.

2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu

Monomer adı verilen küçük moleküllerin, kimyasal olarak bağlanarak uzun bir zincir oluşturması ile polimer yapının oluşması işlemine polimerizasyon denir⁹⁶. Polimerizasyon reaksiyonunun; başlama (aktivasyon), yayılma ve sonlanma olmak üzere üç fazı vardır. Başlama fazı, polimerizasyonu başlatacak serbest radikallerin açığa çıktığı aşamadır¹⁸. Serbest radikaller monomer molekülleri ile reaksiyona girer. İkinci aşama olan yayılma fazında monomer molekülündeki doymamış çift bağlar serbest radikaller tarafından açılarak molekülü aktive eder ve diğer monomerlerle birleşip polimer zincirlerini oluştururlar. Bu süreç, C=C çift bağlarının C-C tekli bağlarına maksimum dönüşümüne ulaşılan kadar devam eder; ortamda serbest radikaller bitene kadar polimer zincirine yeni monomerler eklenir. Ortamda monomer kalmaması sonucu reaksiyonun bitmesi ile de sonlanma aşaması gerçekleşmiş olur¹⁸.

2.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık

Kaynakları

Kompozit rezinlerin ışık ile polimerizasyonu için UV ışık kullanılmış; ancak UV ışığın dezavantajları ve kamforokinonun kompozitlere eklenmesi ile kompozitlerin polimerizasyonu için görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde de 400-500 nm dalga boyu aralığında görünür ışık ile aktive olabilen

kamforokinon (CQ) ve hızlandırıcı alifatik amin içeren, görünür ışıkla polimerize olabilen kompozit rezin sistemler kullanılmaktadır⁹⁷.

Polimerizasyonun başlaması için materyale uygulanan ışığın dalga boyunun yanı sıra; ışığın yoğunluğu, ışık kaynağının tipi, ışık uygulanan süre, ışık ucunun çapı, ışık kaynağının restorasyona yakınlığı ve uygulama açısı gibi faktörler de polimerizasyon reaksiyonunu etkilemektedir⁹⁸. Bu nedenle yüksek derecede polimerize olmuş, yeterli mekanik özellikler sağlayabilen rezin materyalin elde edilmesi için farklı ışık cihazları geliştirilmiştir⁹⁹. Bunlar; kuartz-tungsten-halojen (QTH), argon lazer, ışık yayan diyotlar(LED) ve plazma ark (PAC) gibi ışık kaynaklarıdır⁹⁸.

2.6.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları (QTH)

Geleneksel ışık cihazları olarak da bilinen bu sistemlerde, güç kaynağı tarafından ısıtılan halojen gaz içeren, tungsten filamente sahip ampul kullanılmaktadır^{100,101}. Işıma ile ışık ve yüksek ısı açığa çıkmaktadır¹⁰². Spektrumu çok geniş olan bu ışığın kamforokinonun emilim aralığında (370-550 nm) sınırlamak amacıyla filtreler kullanılmaktadır. Cihaz içerisindeki filtreler sayesinde bu fazla ışık enerjisi ısı enerjisine dönüştürülmekte ve bir fan yardımı ile atılarak cihaz içerisinden uzaklaştırılmaktadır¹⁰³. Kliniklerde en yaygın kullanılan ışık cihazlarından biri olan halojen ışık cihazlarında genellikle 400-800 mW/cm² şiddetinde ve 380-520 nm dalga boyunda ışık üretilmektedir. Işığın gücü ve uygulama süresi ayarlanabilmektedir¹⁰⁴.

Geniş dalga boyu aralığına sahip olmaları, farklı polimerizasyon başlatıcıları ile çok amaçlı olarak kullanılabilmeleri ve görece ucuz sistemler olmaları QTH ışık kaynaklarının avantajları arasında bulunmaktadır. Polimerizasyon reaksiyonu esnasında oluşan ısının azaltılması için soğutucu bir fan kullanımı gerektirmesi, kullanılan halojen lambaların kullanım ömürlerinin kısa olması (50-100 saat), zaman içinde ışık kaynağının gücünde azalma meydana gelmesi ve buna bağlı olarak yeterli derecede polimerizasyon sağlanamaması ise QTH ışık kaynaklarının dezavantajlarını oluşturmaktadır⁹⁸.

2.6.2. Lazer Işık Kaynakları

Günümüzde kamforokinonu aktive edebilen tek lazer türü olduğu için kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılabilen argon lazer üniteleri; tek dalga genişliğindeki dar bir spektrumda, 490 nm dalga boyunda ışık üretmektedir¹⁰⁵.

Argon lazer ışık kaynaklarının halojen lambalara göre daha derin ve daha hızlı bir polimerizasyonla daha yüksek bir dönüşüm derecesi sağladığı belirtilmiştir³. Lazer

ışık kaynaklarının pahalı olması, kısıtlı bir ömre sahip olmaları ve enerji kaybının çok fazla olması gibi sebeplerle klinisyenler tarafından pratik bulunmamaktadır¹⁰⁶.

2.6.3. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)

Plazma ark ışık kaynakları; iyonize moleküller ve elektronların gaza benzeyen bir karışımından oluşmaktadır. Ortalama 470 nm dalga boyunda ışığa sahip olan plazma ark ünitelerinin lambası xenon ark lambasıdır. Bu ünitelerde, üretilen yüksek yoğunluktaki (≈ 2400 mW/cm²) beyaz ışığın filtre edilmesiyle ısı uzaklaştırılmakta ve 400-500 nm dalga boyunda mavi ışık salınımı elde edilmektedir¹⁰⁷.

Plazma ark ışık cihazları; ışık gücünün zamanla azalması, lambaların kullanım ömrünün sınırlı olması gibi sebeplerle kullanılmamaktadırlar^{108,109}.

2.6.4. LED (Light Emitting Diode) Işık Kaynakları

LED ışık kaynakları, kamforokinonun aktivasyonunu sağlayabilecek 450-485 nm dalga boyu aralığında görünür ışık yaymaktadır^{100,110,111}. LED ışık cihazları filament gerektirmez, optik filtre bulundurmaz ve kullanılan diğer ışık cihazlarına kıyasla daha düşük güçle daha fazla foton üretme verimliliği sağlamaktadır^{97,111}. Yüksek enerji verimliliği sağlayan LED ışık kaynaklarında ışık üretimi galyum-nitrit yarı iletkenlerinde elektronların geçişi sırasında olur ve üretilen ışığın %95'i polimerizasyon için kullanıldığından ısı oluşturmazlar; dolayısıyla yapısında fan bulundurmayıp sessiz çalışmaktadırlar ve pulpaya ısı hasarı vermezler^{100,110}. LED'ler kablosuz olarak pille de çalıştırılabilmektedir ve pilleri değiştirilmeden uzun süreler çalışabilirler, kablosuz, küçük ve hafif olduklarından taşınabilirler^{111,112}.

2.7. Polimerizasyon Büzülmesi

Yapılarında polimer matriks bulundurmaları sebebiyle özellikle posterior kompozit rezin restorasyon uygulamalarında karşılaşılan en önemli sorunlardan biri olan polimerizasyon büzülmesi, polimer zincir oluşması sırasında monomerlerin birbirlerine yaklaşmasının bir sonucu olarak oluşmaktadır^{113,114}. Polimerize olmadan önce monomerler arasında kurulmuş olan Van der Waals bağları, polimerizasyon reaksiyonları ilerlediğinde yerini kovalent bağlara bırakmakta, monomerler arasındaki mesafe azalmaktadır¹¹⁵.

Polimerizasyon büzülmesi miktarı materyal içeriğine bağlı olarak hacimce %1,5-5 arasında değişir ve pre-jel ve post-jel faz olmak üzere iki fazda gerçekleşmektedir^{116,117}. Pre-jel fazda kompozit akabilen bir formda olduğu için rezin kavite içine yayılabilir ve bu sayede diş-restorasyon ara yüzeyi ve diş yapısında oluşan

stresler azalmaktadır. Jelasyonun başlaması ile birlikte hareket durur. Post-jel fazında viskozite artar; akıcılığı azalan kompozit polimerizasyon streslerini kompanse edememektedir¹¹⁷. Kavite duvarı ile kompozit rezin arasındaki adezyon kuvvetleri sebebiyle post-jel fazda oluşan büzülme internal streslerin oluşmasına neden olur¹¹⁸. Polimerizasyon sırasında oluşan büzülme streslerini rezinin akışkanlığı, plastik deformasyonu ve higroskopik ekspansiyonu sayesinde kompanse edilebilmektedir¹¹⁸. Ancak kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi pek çok faktörden etkilenmektedir. Polimerizasyon büzülmesinde etkili faktörler şu şekilde sınıflandırılabilir³:

1. Kavite Geometrisi:

a. Kavite Konfigürasyon Faktörü (C faktör)

b. Kavite Boyutu

2. Uygulama Tekniği:

a. Tabakalama; Bulk-Fill

b. Işık Pozisyonu, Işığın Şiddeti, Işık Verme Süresi

c. Bondingler ve Stres Absorbe Eden Kavite Materyallerinin Kullanımı

3. Restoratif Materyal:

a. Elastisite Modülü

b. Boyutsal Değişim Özelliği

2.7.1. Kavite Geometrisi

Kavite konfigürasyon faktörü (C faktörü), restorasyonun bağlandığı dış yüzeylerinin bağlanmayan, serbest yüzeylere oranıdır ve restoratif materyale yüklenen basınç seviyesinin bir göstergesidir. Konfigürasyon faktörü azaldıkça ($<1,0$) büzülme stresleri azalırken, C faktörünün artması internal stres değerlerini artırmaktadır^{3,52,119}.

Kavitenin boyutu da polimerizasyon büzülmesinde etkili olan faktörlerden birisidir. Kavitenin dar veya geniş olması kompozit miktarına bağlı olarak konfigürasyon faktörünü değiştirerek polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir¹²⁰. C faktörü, sınıf I kavitelere (CF:5) sınıf II kavitelere göre (CF:2,5) daha yüksektir, bunun sonucu olarak da büzülme stresleri sınıf I kavitelerde daha yüksek olmaktadır¹²¹.

2.7.2. Uygulama Tekniği

Kompozit rezinlerin kaviteye uygulanma şekli, materyalin kavitede bağlanacağı yüzey sayısını ve C faktörünü etkilediği için polimerizasyon büzülmesi

miktarını etkilemektedir¹²². Restoratif materyalin kaviteye 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanması ve her parçanın ayrı ayrı polimerize edilmesi esasına dayanan tabakalama (inkremental) teknik; polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasının yanı sıra polimerizasyon streslerine bağlı oluşan kasp hareketlerinin azaltılması, restorasyonun kenar uyumunun artırılması ve monomer dönüşüm derecesinin artırılması gibi avantajları da beraberinde getirmektedir^{123,124}.

İnkremental tekniğin dezavantajları kompozit tabakalarının tek seferde 4-5 mm kalınlıkta yerleştirilebildiği “bulk-fill” kompozitlerin geliştirilmesine sebep olmuştur^{82,83}.

Bulk-fill kompozitlerde polimerizasyon büzülme stresinin 113 MPa’ ya ve büzülme hacminin ise %1,9’a indirildiği bildirilmiştir. Büzülme hacmi ve streslerinin azaltılmasının postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük riskini de azaltabileceği iddia edilmektedir¹²⁵.

Işık kaynağının gücü ve kompozit materyale olan uzaklığı da polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir¹²⁶.

Polimerizasyon büzülmesiyle oluşan streslerin azaltılması amacıyla uygulanan yöntemlerden biri; kavite tabanına kompozit rezin altında stres absorbe edici olarak kaide maddeleri veya kavite linerlarının uygulanmasıdır^{127,128}. Bu ara tabaka iki yapı arasında elastik bir bariyer oluşturur ve polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan ve çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan streslerin diş ile restorasyon arasında dağılmasını sağlayarak restorasyonun klinik ömrünü uzatmaktadır.

2.7. 3. Restoratif Materyal

Elastisite modülü, kompozit materyallerin kuvvet altında şekil değiştirmesinin ölçütüdür. Elastisite modülü yüksek olan kompozit materyaller polimerizasyon sırasında daha yüksek polimerizasyon büzülmesi stresi oluşturmaktadırlar¹²⁹.

2.8. Postoperatif Hassasiyet ve Etkileyen Faktörler

Kompozit rezin materyallerdeki tüm gelişmeler ve kompozit restorasyonların iyi klinik performanslarına rağmen; özellikle posterior dişlerdeki restoratif uygulamalar sonrası izlenen postoperatif hassasiyet (POH); klinik diş hekimliğinde oldukça sık karşılaşılan bir durumdur ve diş hekimleri için hala önemli bir endişe kaynağıdır¹. Postoperatif hassasiyet, “restorasyon uygulanan dişte uygulama sonrası ortaya çıkan, (bir hafta veya daha fazla süre sonra ortaya çıkan) çiğneme veya termal uyaranlara karşı hassasiyet ile ilişkili kısa ve keskin bir ağrı” olarak da

tanımlanabilmektedir¹³⁰. Bu gibi durumlardan kaçınmak için postoperatif hassasiyet oluşmasının nedenlerini anlamak önemlidir.

Postoperatif hassasiyet; dentinin asitlenmesi, pulpaya bakteriyel penetrasyon, oklüzal düzensizlikler, polimerizasyon büzülmesi ve oklüzal kuvvetler sebebiyle tüberküllerde deformasyon oluşumu gibi birçok faktörle ilişkilidir¹³¹⁻¹³³.

Önceki klinik çalışmalar, hastaların %5-30' unun kompozit restorasyondan sonra postoperatif hassasiyetle başvurduğunu bildirmiş ve bu hassasiyetin oluşma nedenini kullanılan adeziv sistemler başta olmak üzere bir çok faktöre bağlamışlardır^{121,134-138}. Polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı oluşan stresler, marjinal boşluklar, adezyon veya polimerizasyonun yetersiz olması, konfigürasyon (C) faktörü, kalan dentin kalınlığı veya restore edilen dişte önceden var olan çatlak, kırık gibi dişle ilgili durumlar postoperatif hassasiyeti etkileyen faktörlerdendir.

Polimerizasyon büzülmesi; oluşan büzülme stresleri ve bu streslere bağlı bakteri infiltrasyonu nedeniyle postoperatif hassasiyetin önemli bir nedeni olmuştur. Diş ve kompozit rezin bağlantı arayüzünde oluşan gerilim stresleri diş yapısı boyunca aktarılabilir veya nihai restorasyon materyalinde artık stres oluşabilmektedir¹³⁹.

Polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan tüberkül defleksiyonu gibi etkenler dentin içinde mekanik gerilimler üretebilmekte, dentin sıvısının hareketine sebep olabilmektedir. Dentin sıvısının hareketinde dentin içindeki streslerin rolü tartışmalıdır, ancak çalışmalar oklüzal kuvvetlerin dentin sıvısının hareketi üzerinde bir etkisi olduğunu göstermiştir^{140,141}.

Polimerizasyona bağlı büzülme streslerinin kalan diş yapısının durumuna bağlı olarak değişen derecelerde tüberkül defleksiyonuna sebep olduğu gözlenmiştir ve bu durum bakteri invazyonuna sebep olabilecek, minede kırık ve çatlak hatlarının oluşmasına neden olmaktadır^{138,142,143}. Sınıf II kavitelere yerleştirilen bir kompozit rezin restorasyonun, polimerizasyondan sonraki ilk 15 dakika içinde tüberküllerde 15 ila 45 µm arasında değişen miktarlarda içe doğru deformasyona yol açabileceği bildirilmiştir^{83,144}. Tüberküllerde oluşacak defleksiyon miktarını, polimerizasyon büzülmesinin yanı sıra restore edilecek kavitenin boyutu ve şekli^{145,146}, kullanılacak kompozit rezin materyalinin elastisite modülü (Young modülü)¹⁴⁷, kavite tabanında ara bir akışkan liner kullanımı¹⁴⁸, polimerizasyon için kullanılan ışığın türü¹⁴⁹ ve kompozit yerleştirme teknikleri^{83,150,151} gibi birçok faktör de etkilemektedir.

C faktörünün posterior restorasyonlarda daha büyük olması bağlantı arayüzünde daha fazla stres birikmesine yol açmakta ve durum hassasiyet ile

sonuçlanmaktadır¹⁵². Posterior geniş kaviteyi restore etmek için daha çok kompozit hacmi gerekmektedir ve artan kompozit hacmi polimerizasyon büzülmesi ve büzülme streslerinin artmasına sebep olmaktadır¹⁵³. Büzülme stresleri kalan diş yapısına bağlı olarak değişen derecelerde tüberkül defleksiyonuna sebep olarak minede çatlak ve kırık hatlarının oluşmasına neden olabilmektedir^{138,142,143}. Artan kavite derinliği veya rezidüel dentin kalınlığının azalması postoperatif hassasiyetin olası sebeplerindedir. Ayrıca hazırlanan kavite derinliği arttıkça tübüler yoğunluk da artış göstermektedir, bu da dentinin ıslaklığını kontrol etmeyi ve optimum adezyon koşullarını sağlamayı güçleştirmektedir¹⁵⁴.

Tüberküllerde defleksiyon oluşması ile ilgili diğer bir konu Young modülü olarak da adlandırılan kompozitlerin elastisite modülüdür. Daha az rijit bir restorasyonun, uygulanan gerilimi daha büyük elastik deformasyon yoluyla yansıtabileceğini bildirilmiştir^{147,155}. Kompozit restorasyonun dişten farklı miktar ve şekilde bükülmesi, dentin sıvısında basınç değişikliklerine neden olarak çiğneme sırasında sıvı hareketine bağlı ağrıya neden olabilmektedir¹⁵⁶.

Kompozit restorasyonların, uygun bir liner/kaide olmadan pulpaya yakın yerleştirilmesi de postoperatif hassasiyet riskini artıracaktır. Linerlar kompozitin polimerizasyonu sonucunda oluşan büzülme streslerine karşı bir elastik bariyer gibi davranarak adeziv yüzeylerde oluşan streslerin daha eşit dağıtılmasını sağlamaktadır¹⁵⁷. Bu sebeple kompozit restorasyonların altında birkaç tabaka düşük viskoziteli adeziv veya tek tabaka yüksek viskoziteli adezivin liner olarak kullanılması önerilmektedir^{157,158}.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kullanılan ışığın türü ve ışık kaynağının gücü, uygulama süresi ve uzaklığı polimerizasyon büzülmesi miktarını etkilediği için tüberkül defleksiyonunu etkilemektedir. Kompozit rezinin derin kavitelere yerleştirilmesi gereken klinik durumlarda polimerizasyon ışığının yeterli yoğunluğu sağlanamazsa adeziv rezinlerin yeterli polimerizasyonu ve hibrit tabakanın oluşumu tehlikeye girer ve bu da adezyonun bozulması ve postoperatif hassasiyete yol açabilmektedir¹⁵⁹.

Kompozit rezinlerin kaviteye nasıl yerleştirileceği de günümüzde hala tartışılmaktadır. Büzülme miktarını kontrol altında tutmak için önerilen inkremental yerleştirme tekniğinde her parçanın büzülme miktarı sonraki parça tarafından kompanse edildiğinden büzülme miktarı önemli ölçüde azalmaktadır^{138,160}. İnkremental teknik, bulk-fill tekniğine göre daha çok tercih edilse de inkremental

teknik'in bulk-fill teknik ile karşılaştırıldığında tüberkül defleksiyon miktarını azaltıp azaltamayacağı net değildir. Bazı çalışmalar, kaviteler çok sayıda fakat küçük miktarlarda yerleştirilen kompozitle restore edildiğinde tüberkül defleksiyon miktarının azaldığını bildirirken^{83,151,161}, diğer çalışmalar inkremental teknik'in tüberkül defleksiyonu konusunda bulk-fill teknikine göre avantajlı olmadığını iddia etmiştir^{150,162,163}.

Polimerizasyon büzülmesinin rezin kompozit içinde çekme gerilimleri oluşturması ve bu gerilimlerin bağlı arayüzler aracılığıyla diş yapılarına iletilmesi sebebiyle oluşan postoperatif hassasiyet^{164,165}, dentinin viskoelastik yapısal özellikleri¹⁶⁶ gereği tüberküllerin orijinal konumlarından deformasyona uğramasına neden olsa da stres salınımı meydana geldikçe, tüberküller orijinal konumlarına geri dönebilirler^{142,146,147}. Dentinin hidrasyon durumu, flow ve creep özellikleri, malzemenin higroskopik genişlemesi ve diş yapısındaki kırılma gibi çok sayıda faktör, tüberkül deformasyonunun orijinal pozisyonuna geri dönüşünü belirlemektedir¹⁴⁴.

Dentinin dehidrasyonu ve rehidrasyonu ile ilgili birçok çalışma, dentinin üç boyutlu yapısının korunmasında suyun çok önemli bir rol oynadığını bildirmektedir¹⁶⁷⁻¹⁶⁹. Dentin ağırlıkça yaklaşık %10-13 sudan oluşur¹⁷⁰ ve suyun yaklaşık %75.2'si tübüllerde, geri kalanı mineralize matrikste bulunmaktadır¹⁷¹. Su içeriğindeki denge bozulursa, dentinde boyutsal değişim meydana gelebileceği öne sürülmüştür¹⁷². Bir dişin dehidrasyondan sonra önemli bir stres altında olduğu ve rehidrasyondan sonra stres salınımının meydana gelebileceği varsayılmıştır.

Dentinde tübüller içindeki sıvının stresleri aktarma ve hafifletme kapasitesine sahip olduğunu öne sürülmüş¹⁷³ ve açığa çıkan dentine bir yük uygulanarak oluşturulan mekanik streslerin tübül içine doğru dentinal sıvıyı indüklediğini ve yük kaldırıldığında dışa doğru sıvı hareketinin oluştuğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır^{140,141}.

1960'lı yıllarda geliştirilen ve hala araştırılan "hidrodinamik teori", diş hassasiyetinin nedeni olarak geniş çapta kabul görmektedir. Hidrodinamik teori, zararlı uyaranlar tarafından indüklenen dentin mikrotübülleri içindeki dentin sıvısının akışının dentin mikrotübülleri içinde veya pulpa-dentin birleşiminde yer alan mekanoreseptörleri aktive ederek ağrı hissine neden olabileceğini varsaymaktadır¹⁷⁴.

Tüberküllerde oluşan defleksiyonun dentin sıvısında harekete sebep olması gibi restoratif prosedürler sırasındaki uyaranlar da dentin sıvısının hareketini etkileme potansiyeline sahiptirler. Dentine uygulanan dış uyaranlar dentin sıvının içe (pulpaya

doğru) veya dışa doğru her iki yönde de hareket etmesine neden olabilmektedir. Hava akımı, tübül girişindeki sıvının buharlaşmasına neden olarak sıvının dışarı doğru hareket etmesine neden olurken, termal uyarılar sıvının genleşmesine (ısı) veya bzlmesine (soğuk) neden olarak sıvının içeri veya dışarı doğru hareket etmesine sebebiyet vermektedir¹⁷⁵. Sıvı hareketi arttıa hissedilen hassasiyet de artmaktadır.

Kompozit rezinlerin su emilimi, polimerizasyon büzülme geriliminin gevşemesine katkıda bulunacağından kompozit restorasyonların su emilimi, tüberküllerin orijinal konumlarına geri dönmesine yardım etmektedir¹⁷⁶. Bazı araştırmacılar, kompozitlerin higroskopik genleşmesinin polimerizasyon büzülmesinin bir kısmını dengeleyebileceğini, ancak yalnızca birkaç kompozitle tam telafinin sağlanabileceğini bildirmektedir¹⁷⁷⁻¹⁷⁹. Restorasyon materyali ile matris arasındaki hacimsel oran su emilim miktarını etkilemektedir; restoratif materyal/matris oranı ne kadar yüksekse, materyalin su emilimi o kadar düşük olur¹⁸⁰. Su emilimi aynı zamanda kompozitlerin mekanik özelliklerini de etkileyerek elastik modülünü düşürür ve creep direncini azaltır. Bir başka çalışma ise polimerizasyon büzülmesini dengeleyecek su emilimi için yaklaşık 7 gün gerektiğini ngrmektedir¹⁷⁸. Dışın veya kompozit materyalin creep özelliği de polimerizasyon bzlmesine bağlı geriliminin gevşemesine izin verebilen başka bir mekanizmadır¹⁷⁶.

Kompozit dış bağlantı arayüzündeki gerilimler adezyon bağlantısını da zayıflatabilmektedir¹³⁸. Dış dokusu ve restorasyon materyali sınırındaki bir boşluğun, bakteri girişi için potansiyel bir alan olduğu, tübüllerde dentin sıvısının hareketine ve postoperatif hassasiyete yol açabileceği ne srlmştr^{118,181}. Sonuç olarak kavosurface kenarında oluşan bir boşluk potansiyel olarak postoperatif hassasiyeti, mikrosızıntıyı ve uzun vadede sekonder çürüklere sebebiyet verebilmektedir¹⁸².

Uygulanması teknik hassasiyet gerektiren kompozit restorasyonlarda adeziv prosedürlere oldukça zen gösterilmesi gerekmektedir¹⁸³. Aksi halde klinisyen kompozit rezin uygulamasını takiben sıklıkla postoperatif hassasiyet ve restorasyonda başarısızlık ile karşılaşabilmektedir. Restorasyon altında oluşacak bir boşluk ve bu boşluğun dentin sıvısı ile dolması kalıcı postoperatif hassasiyet için yaygın bir mekanizma olarak gösterilmektedir. Dışın ve restorasyonun soğuk veya sıcak uyarılara maruz kalması boşluktaki bu sıvının kasılmasına veya genleşmesine sebep olarak dentin tübüllerindeki sıvının ani hareketine ve ağrıya neden olmaktadır¹⁸¹. Restorasyonun altında oluşan bu boşluk, kavite tabanına kompozit materyalin eksik yerleştirilmesinden, polimerizasyon büzülmesi stresleri nedeniyle kompozitin kavite

tabanından ayrılması veya hibrit tabakada kompozit rezinin yetersiz infiltrasyonundan kaynaklanan bir boşluk oluşması şeklinde olabilir. Tüm bu eksiklikler hibridoid tabaka olarak da adlandırılan, adeziv rezin tarafından tam olarak sarılamamış kollajen liflerinin oluşmasına neden olabilmektedir¹⁸⁴.

Geçmiş yıllarda yapılan bir çok klinik çalışma posterior kompozit rezin restorasyondan sonra oluşan postoperatif hassasiyeti genellikle kullanılan total etch adeziv sistemlere bağlamaktadır^{134,135}. Total etch adezivlerin smear tabakasını tamamen kaldırarak dentinde permeabiliteyi arttırmaları ve devamında uygulanan monomerlerin demineralize alanın tamamına yeterince penetre olamaması, hibrit tabakada dentin neminden kaynaklanan su baloncukları oluşması ve dentinin fazla kurutulmasına bağlı kollajenin çökmesi gibi sebeplerin mikrosızıntı oluşmasına sebep olduğu ve mikrosızıntıya bağlı postoperatif hassasiyet oluştuğu bildirilmiştir¹⁸⁵. Self etch adezivlerin ise total etch adezivlerin aksine smear tabakasını tamamen uzaklaştırmadığı ve adezyon kompleksine dahil ettiği için postoperatif hassasiyete neden olmayacağı düşünülmüş ve bu durum bazı klinik çalışmalar ile desteklenmiştir¹⁸⁶⁻¹⁸⁹. Total etch adezivlerde smear tabakasının kaldırılması ve self etch adezivlerde demineralizasyon ve rezin infiltrasyonunun eşzamanlı gerçekleşmesi nedeniyle, self etch adezivlerle karşılaştırıldığında total etch adezivlerinde postoperatif hassasiyet daha yüksek kabul edilmiştir¹⁹⁰. Ancak adeziv sistemlerdeki gelişmelerle birlikte, yapılan bazı çalışmalarda postoperatif hassasiyet oranlarında azalma olduğunu bildirilmiş, total etch ve self etch adezivler ile restore edilmiş kompozit restorasyonlar arasında postoperatif hassasiyet açısından bir fark bulunmamıştır. Postoperatif hassasiyetin şiddetinin ise restorasyon uygulaması sonrası ilk gün en yüksek düzeyde hissedildiği ve giderek azalma eğiliminde olduğu belirtilmiştir^{190,191}.

Oldukça subjektif bir durum olan postoperatif hassasiyetin hastalar tarafından ne kadar hissedildiğinin ölçülmesi ise bir hayli zordur. Çünkü hassasiyet hissi bireyler arasında oldukça farklılık gösterebilmektedir¹⁹². Hastaların ifade etmeye çalıştığı ağrı şiddetini mümkün olduğunca objektif hale getirmek amaçlanarak hassasiyet hissini ölçülebilmesi için çeşitli ölçüm metotları geliştirilmiştir¹⁹³.

Ağrı ölçüm yöntemleri skalalar, fizyolojik ve davranışsal ölçümler ve çok boyutlu ölçümler olarak üçe ayrılmaktadır. Bunlar arasından skalalar en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. Skalalar, sözel tanımlayıcı ağrı sorgulamaları ve görsel ağrı sorgulamaları olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Sözel ağrı sorgulamaları (Sözel Değerlendirme Skalası - Verbal Rating Scale - VRS), ağrının sözlü olarak ifadesini

içermektedir ve ülkeden ülkeye ağrıyı ifade etme biçimleri değişiklik gösterdiğinden her dilde kullanılması mümkün olmamıştır. Görsel yöntemler içerisinde ise vücut diyagramları, yüz skalaları, Görsel Analog Ölçeği (Visual Analogue Scale-VAS) bulunmaktadır^{194,195}.

Son yıllarda yapılan ağrı çalışmalarında sıklıkla tercih edilen ve en geçerli ve en güvenilir skala olarak kabul edilen VAS skalası, ağrı şiddeti ölçüm yöntemleri arasında en sık kullanılan skaladır¹⁹⁶. Ayrıca, ağrı yoğunluğunun değerlendirilmesi için VAS' in geçerliliğini destekleyen çok sayıda çalışma vardır¹⁹⁷.

Sonuç olarak VAS (Visual Analog Skala); ağrının ölçülmesinde, sayısal olarak ifade edilemeyen bazı değerleri sayısal hale çevirmek için kullanılmaktadır. 10 cm'lik bir çizgi on eşit parçaya bölünür ve çizginin her iki ucuna değerlendirilecek parametrenin iki uç tanımı yazılarak hastadan bu çizgi üzerinde kendi durumuna uygun olan ifadeyi işaretleyerek belirtmesi istenmektedir. Örneğin ağrı için bir uca “hiç ağrı yok”, diğer uca “dayanılmaz şiddette ağrı var” yazılarak hastanın o an hissettiği durumu bu çizgi üzerinden kendi el yazısı ile işaretlemesi istenmektedir¹⁹⁸. Ağrının şiddeti hakkında bilgi veren bu testin; dilinin olmaması, hastalar tarafından kolayca anlaşılabilmesi ve kolay uygulanması önemli avantajlarından¹⁹⁹. Ayrıca VAS' in diğer değerlendirme yöntemlerine göre en büyük avantajı farklı zaman dilimlerinde ölçülen ağrı yoğunlukları arasındaki farkın değerlendirilmesine olanak sağlamasıdır.

VAS ağrı skoru “ağrısız” (skor=0) ve “en kötü ağrı” (skor=10) olarak değerlendirilebileceği gibi Dünya Sağlık Örgütü'nün ağrı şiddeti ölçeğine göre; skor <3=hafif ağrı, 3-6=hafif-orta derecede ağrı ve >6=orta-şiddetli ağrı şeklinde de üç gruba da ayrılabilir²⁰⁰.

Hassasiyet veya ağrının ölçümü için günümüzde en yaygın olarak kullanılan testler, dişin dış yüzeyine uygulanan uyarıcı ile dişin uyarana verdiği cevabın değerlendirildiği hassasiyet testleridir. Hassasiyet testleri için sıklıkla kullanılan yöntemler, termal uyarıcı ile uyarıcı (sıcak, soğuk), elektrik uyarıcı ile uyarıcı veya doğrudan dentinin mekanik olarak uyarılması esasına dayanan testlerdir²⁰¹.

Termal testler pulpanın sağlığını ve uyarıcılara cevap verme yeteneğini değerlendiren en eski yöntemlerdendir. Pulpanın ani ısı değişimlerine karşı verdiği reaksiyonun değerlendirilmesi esasına dayanan termal testlerin en önemli avantajı ucuz ve donanım gerektirmediğinden kolay uygulama imkanı sağlayan bir yöntem olmasıdır²⁰². Termal pulpa testleri soğuk ya da sıcak uyarıcılar ile, dentin tübülleri

içinde bulunan dentin sıvısının hidrodinamik hareketine sebep olarak pulpa-dentin kompleksinde bulunan A-delta sinir liflerinin uyarılmasını sağlamaktadır²⁰³.

Soğuk uygulaması, dentin tübülleri içindeki sıvının büzülmesine ve tübüllerden dışarı doğru hareketine neden olmaktadır¹⁷⁴. Dentin sıvısının bu hızlı hareketi sonucu A-delta lifleri uyarılmakta ve dişte kısa, keskin bir ağrı oluşmaktadır. Soğuk uyarılara karşı cevap genelde, var ya da yok şeklinde değerlendirilse de hastadan alınan cevabın niteliği de önemlidir. Sağlıklı bir dişte uyarının kaldırılmasını takiben, ağrı hemen kaybolur²⁰⁴. İnflame bir dişte ise uyarın kaldırıldıktan sonra ya hızlı bir şekilde kaybolan kısa, keskin bir ağrı ya da uzayan, künt bir ağrı bildirilmektedir. Hızla kaybolan kısa, keskin ağrılar reversible pulpitişi gösterirken, uzayan, künt ağrılar ise irreversible pulpitişi işaret etmektedir²⁰⁵.

Dentin sıvısının hareket etme hızı deformasyon boyutu ile doğru orantılı olup, sıcak uyarın dışındaki tüm uyarılar dentin sıvısını dışarıya doğru hareket ettirirken, sıcak uyarın sıvının içeriye doğru hareketine neden olur. Soğuk uyarın, dentin kanallarındaki sıvının hızla dışarı doğru hareketine neden olduğu için en şiddetli ağrıyı oluşturan uyarın olarak bildirilmektedir. Klinik uygulamalar esnasında da sıklıkla kullanılan hava spreyi, dentinde buharlaşmaya neden olmakta ve sıvı kaybını telafi etmek için kapiller kuvvetler dentin sıvısını dışarı doğru hareket ettirmektedirler²⁰⁶.

Soğuk uygulama için kullanılan en basit yöntem buz çubuk uygulamasıdır. Derin dondurucularda kolaylıkla hazırlanabildiği için oldukça pratiktir. Buz çubukları; uygulayıcının parmak ısısından etkilenmemesi için gazlı bir bez yardımı ile tutularak test edilecek dişin kuronunun bukkal ya da lingual yüzeyinde servikal ya da orta üçlüye uygulanmaktadır^{205,207}. Sıcaklığı 0°C olan buz çubuk, dişle 5 sn veya hasta ağrı hissedene kadar temas ettirilir²⁰⁵.

Termal testlerin bir diğeri ise sıcak uygulama testidir. Sıcak uygulama, dentin tübülleri içerisindeki dentin sıvısında genleşmeye neden olarak A-delta liflerini uyarmaktadır. Sıcak uygulaması, ısıtılmış güta perka veya el aletleri, elektrikli ısı kaynakları, friksiyonel ısı veya sıcak su banyosu ile uygulanabilir²⁰¹.

Termal testler dışında özellikle postoperatif hassasiyetin değerlendirilmesi için kullanılan bir diğeri test ise ısırma (çiğneme) testidir. Çünkü polimerizasyon sırasındaki aşırı stres, pulpa tabanındaki dentin çatlaklarının oluşumu ve çiğneme sırasındaki hassasiyet ile ilişkilendirilmiştir³⁷. Çiğneme testi için hastadan bir pamuk ruloyu 5 saniye ısırması istenir. ısırma esnasında ağrı oluşması odontoblastlar arasında gerilme olduğunun göstergesidir²⁰⁸.

Postoperatif hassasiyetin ölçümünde yararlanılan bir diğer test ise hava uygulamasıdır. Hava testinde dental ünitlere bağlı hava su spreyi ile restorasyona 2 cm uzaktan 5 saniye 45 psi basınçlı hava uygulanır ve sonuçlar kaydedilir²⁰⁶.

2.9. Adeziv Sistemler

Farklı iki yüzeyin bağlanması veya farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetini tanımlamak için kullanılan “adezyon” terimi günümüz diş hekimliğinin temel mekanizmalarından birini ifade etmektedir. Adezyon oluşmasını sağlayan “adeziv”; iki farklı materyali birbirine bağladıktan sonra rijit bir hal alan ve materyaller arası kuvvet iletimi sağlayan visköz sıvı materyallerdir.

Günümüzde adeziv sistemler, klinik uygulama basamakları ve diş dokularıyla olan etkileşimleri dikkate alarak üç başlık altında sınıflandırmışlardır²⁰⁹.

2.9. 1. Total Etch Adeziv Sistemler (Etch&Rinse-Asitle ve Yıka Adezivler)

Total etch sistemler ayrı bir asitle pürüzlendirme basamağı olan adeziv sistemlerdir. Asitleme için %30-40’lık fosforik asit kullanılmaktadır. Total etch sistemler: hem minede hem de dentinde derin mikromekanik kilitlenmeyi içeren etkili bir difüzyon temelli bağlanma mekanizması oluşturmaktadır²¹⁰.

Mine dokusunda asitleme etkisi sonucu hidroksiapatit kristallerinin çözünmesi ile oluşan mikro boşluklara adeziv rezinin infiltre olmasıyla rezin taglar (rezin uzantıları) oluşmaktadır²¹¹. Dentin dokusunda ise asitleme etkisiyle birlikte smear tabakası ve smear pluglarının tamamen ortadan kaldırılması sonucu demineralize dentinde kollajen ağ açığa çıkmaktadır. Açığa çıkan bu kollajen ağa rezin monomerlerin infiltre olması ile de hibrit tabaka oluşmaktadır²¹².

Total etch sistemlerin üç aşamalı (asit+primer+adeziv) ve iki aşamalı (asit+(primer+adeziv)) kullanım şekilleri mevcuttur. Üç aşamalı total etch sistemlerde; asitleme, primer ve adeziv rezin uygulaması olmak üzere üç ayrı uygulama basamağı bulunmaktadır. İki aşamalı total etch sistemlerde ise primer ve adeziv rezin tek şişede birleştirilerek uygulama basamağı azaltılmış ve ikiye düşürülmüştür²¹³. İki ve üç aşamalı total etch sistemlerin her ikisinde de bağlanma mekanizması aynıdır²¹⁴.

Total etch sistemlerin en büyük dezavantajı dentin yüzeyinin nemliliği konusunda yüksek teknik hassasiyet gerektirmesidir. Hem aşırı ıslatılmış hem de aşırı kurutulmuş dentin adeziv performansını ciddi şekilde azaltır²¹⁵. Hem laboratuvar testleri hem de klinik araştırmalar sonucunda uzun vadeli bağlanma performansında başarılı olan üç aşamalı total etch sistemler altın standart olarak kabul edilir²¹⁵⁻²¹⁷.

2.9. 2. Self Etch Adeziv Sistemler (Kendinden Asitli Adezivler)

Total etch sistemlerin nem hassasiyetini kontrol etmek ve klinik uygulama aşamalarını basitleştirmek için self etch (SE) sistemler geliştirilmiştir²¹⁸. Bu sistemler ayrıca bir asitleme ve yıkama basamağı içermemektedir. Böylece adezyonu olumsuz etkileyebilecek etkenler ortadan kaldırılmış, klinik uygulama aşamaları ve bağlanma prosedürü basitleştirilmiştir²¹⁹.

Asidik primer, smear tabakasını tamamen uzaklaştırmadan hidroksiapatit yapıyı hafifçe dekalsifiye ettiğinden smear tabakasının kalıntıları ve demineralizasyon ürünleri adeziv arayüz içinde kalmaktadır. Bu dekalsifikasyon derinliği primerin/adezivin asiditesine bağlıdır²¹⁷.

Self etch sistemler klinik uygulama aşamalarına göre iki aşamalı ve tek aşamalı olarak iki grupta sınıflandırılmaktadır²¹⁰. İki aşamalı self etch adezivler asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer ve ayrı bir adımda hidrofobik adeziv rezin uygulamasını içermektedir. Laboratuvar ve klinik çalışmalar sonucu, iki aşamalı self etch adeziv olan Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake) altın standart olarak kabul edilmektedir²¹⁵. Tek aşamalı self etch adezivler; asit, primer ve adeziv rezini aynı şişede birleştirerek uygulamayı tek bir aşamaya indirmişlerdir²²⁰.

2.9. 3. Üniwersal Adeziv Sistemler (Multi-Mod Adezivler)

Son nesil adeziv sistemler olarak tanıtılan ve farklı pürüzlendirme teknikleri ile kullanma imkanı sunan üniwersal adezivler; tek aşamalı self etch adezivler gibi, bütün adeziv içeriklerin tek şişede birleştirildiği adezivlerdir²²¹. Üniwersal adezivlerde tüm bileşenler tek bir şişe içinde bulunmaktadır ve total etch, self etch veya sadece minenin asitlendiği selektif-etch teknikleri ile kullanıma uygun olduğu gibi kompozit rezin restorasyonların yanı sıra indirekt restorasyonlarda da kullanıma uygundur^{221,222}. Farklı adeziv stratejileri ve farklı restoratif materyallerle kullanılabilirdiklerinden bu adezivlere ‘üniwersal’ veya ‘multimod’ adezivler de denilmektedir²²³.

Üniwersal adezivler farklı tekniklerle uygulanabilmelerine rağmen, mine ve dentinin yapısal farklılığından dolayı hangi dokuda hangi teknikle uygulandığında daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiğine dair kesin sonuçlar bulunmamaktadır. Bununla birlikte üniwersal adezivlerin minede ‘total etch’ tekniği ile, dentinde ise ‘self etch’ tekniği ile kullanıldıklarında adezyon etkinliklerinin daha iyi olduğu bildirilmiştir²²⁴⁻²²⁶.

Üniwersal adezivlerin Adezyon mekanizması, asidik fonksiyonel monomer aracılığıyla dentinin demineralize edilmesine ve eş zamanlı olarak dentine

infiltrasyonun sağlanmasına dayanmaktadır. İçerdiği fonksiyonel monomerler aracılığıyla diş sert dokularında yaptığı dekalsifikasyon ile hidroksiapatit kristallerinden kalsiyum açığa çıkarır. Bu kalsiyum ile fonksiyonel monomerin fosfat grupları arasında oluşan iyonik bağlanma sonucunda stabil monomer-Ca tuzları oluşumu ile kimyasal adezyon sağlanmaktadır. Böylece asidik monomerin oluşturduğu mikromekanik kenetlenmeye ilave olarak kimyasal bağlanma da sağlanmış olur²²⁷⁻²²⁹.

Üniversal adezivlerde en yaygın kullanılan fonksiyonel gruplar fosfat, karboksil asit ve alkol gruplarıdır²³⁰. Bu adezivler içerdikleri fosfat veya karboksilat monomerleri ile hidroksiapatit içinde bulunan kalsiyuma iyonik olarak bağlanabilmektedirler. Hidroksiapatit ile kimyasal adezyonu sağlayan esas yapı bu fonksiyonel gruptur. Ayrıca dentinin demineralizasyonunu ve ıslanabilirliğini artırmak, monomere antibakteriyel özellik veya florür salınımı gibi özellikler kazandırmak fonksiyonel grubun işlevlerindedir. Dentine adezyonu artıran fonksiyonel grup genellikle hidrofilik özellik göstermektedir. Fonksiyonel grupların asiditesi adezivin asiditesini de belirlemektedir ve yüzey demineralizasyonunda rol oynamaktadır²³⁰.

10-MDP (metakriloksidesil dihidrojen fosfat) üniversal adezivlerde en çok kullanılan fosfat esteridir^{9,228,231}. 10-MDP, sahip olduğu fosfat grupları sayesinde polimerize olabilen metakrilat grupları ve hidroksiapatitteki kalsiyum ile kimyasal olarak bağlanabilmektedir. 10-MDP, hidroksiapatiti pürüzlendirerek önemli miktarda Ca salınımına neden olmaktadır aynı zamanda hidroksiapatitin Ca' una kimyasal olarak bağlanır. Ca ile 10-MDP, stabil 10-MDP-Ca tuzlarını oluşturmaktadır^{229,232}. 10-MDP, hidrofobik metakrilat grubu ile metakrilat esaslı restorasyonlara, hidrofilik polar fosfat grubu ile diş dokularına, metallere ve zirkonyaya kimyasal bağlanabilmektedir⁵.

Günümüzde 10- MDP dışında; GPDM, MEP-P, MMP, MEP, HEMA fosfat, PENTA-P, 4-META ve MAC-10 gibi monomerler de dentine bağlanmayı arttırmak için üniversal adezivlerin içeriğinde kullanılmaktadırlar²³³.

3. MATERYAL VE METOD

Bu klinik çalışma, 08.12.2021 tarihli ve OMÜ KAEEK 2021/559 karar numarasıyla Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alınan etik kurul onayı (Ek 1) ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na yürütülmüştür. Çalışmamız PYO.DIS.1904.22.003 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

In vivo şartlarda, randomize, kontrollü, çift kör ve split mouth olarak planlanan bu çalışmada kullanılacak örneklem büyüklüğünü belirleyebilmek amacı ile G*Power (G*Power Ver. 3.1.9.2, Almanya) paket programı kullanılmıştır. Cardoso ve ark.²³⁴, (2020) tarafından yapılmış olan "Clinical Evaluation of Postoperative Sensitivity in Class I Resin Composite Restorations" başlıklı çalışma dikkate alındığında, 4 uygulama ve 4 farklı zamanda alınan VAS parametresi için etki büyüklüğü 0.309, alfa=0.05 ve güç=0.95 alınarak gerekli olan minimum örnek sayısı toplam 120 olarak belirlenmiştir. Örnek büyüklüğü hesaplamasında kullanılan bu çalışmada 4 grup olması nedeni ile grup başına 30 örnek düşmektedir. Ancak, çalışmada karşılaşılabilecek olası problemler (uygulama veya bireyden kaynaklanan; sonraki ölçümlere gelmek istememesi vb.) ile karşılaşmamak için örnek büyüklüğü grup başına 5 (beş) artırılarak toplam 140 (4x35) olarak belirlenmiştir (Şekil 8).

Bu çalışmada; universal bir adezivin farklı adeziv tekniklerle (total etch ve self etch) ve farklı kompozit yerleştirme teknikleri (bulk-fill tekniği, inkremental tabakalama tekniği) ile kullanımının hastalarda postoperatif hassasiyet gelişimine etkisini klinik ortamda incelenmesi hedeflenmiştir.

Çalışmaya dahil edilecek hastalar Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran kişiler arasından seçilmiştir. Çalışmanın klinik aşamalarından önce dahil edilme kriterlerini karşılayan (Tablo 3) 70 hasta prognoz ve olası komplikasyonlar hakkında bilgilendirilerek sözlü ve yazılı onamları alınmıştır. Aydınlatılmış onam formunun örneği ekte sunulmuştur (Ek 2).

Tüm klinik işlemler, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Değişkenleri en aza indirmek için tüm restorasyonlar aynı hekim tarafından yapılmış, tarafsızlığı sağlamak için kontrol testleri çalışmaya kör olan bir başka hekim tarafından uygulanmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada test edilecek restorasyonlar için bir adet universal adeziv rezin (G2-Bond Universal-GC Corp., Tokyo, Japan)(Şekil 5), bir adet bulk-fill kompozit rezin (Tetric PowerFill®-Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)(Şekil 3) ve bir adet geleneksel mikrohibrit kompozit rezin (G-aenial Posterior-GC Corp, Tokyo, Japan)(Şekil 4) kullanılmıştır. Polimerizasyon işlemleri 3. nesil bir LED ışık kaynağı (Valo Cordless-Ultradent, USA)(Şekil 6) kullanılarak tamamlanmıştır.

Çalışmada kullanılan materyallerin içerik, özellik ve üretici firma bilgileri Tablo 2’de verilmiştir.

KOMPOZİT REZİN	REZİN MATRİKS İÇERİĞİ	DOLDURUCU PARTİKÜL	DOLDURUCU ORANI (wt%)	ÜRETİCİ FİRMA
Tetric PowerFill® LOT: X48022	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, DCP	Ba-Al-Si cam, kopolimer, Ytterbium trifloride	79	Ivoclar Vivadent. Schaan, Liechtenstein
G-aenial posterior LOT:2110041	UDMA, dimetakrilat ko-monomerleri	Prepolymerized fillers (silica, strontium, lanthanoid fluoride), fluoroaluminosilicate, fumed silica	77	GC Corp. Tokyo, Japan
G2-Bond Universal LOT:2010051	İki Aşamalı Üniversal Adeziv	Primer: 4-MET, MDP, MDTP, Dimetakrilatlar, Su, Aseton Doldurucular, Foto başlatıcılar Bonding: Bis-GMA, Dimetakrilatlar, Doldurucular, Foto başlatıcılar		GC Corp. Tokyo, Japan
Valo Cordless	Işık Yayan Diyot	Işık Şiddeti (mW/cm ²): 1000 Işınlama Süresi (sn): 20		Ultradent, ABD

Tablo 2: Çalışmada Kullanılan Materyaller



Şekil 3: Tetric PowerFill Bulk-Fill Kompozit Rezin



Şekil 4: G-aenial Posterior Mikrohibrit Kompozit Rezin



Şekil 5: G2 Bond Universal Adeziv



Şekil 6: Valo Cordless Işık Cihazı

3.2. Hasta Seçimi

Çalışmaya dâhil edilecek bireyler Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na posterior dişlerinde çürük nedeniyle şikayetiyle başvuran kişiler arasından seçilmiştir. Hastaların bite-wing radyografileri değerlendirilmiş ve premolar dişlerin arayüzünde(MO/DO), mine-dentin sınırından pulpaya olan mesafenin ortalama 2/3 derinliğindeki, primer çürük lezyonu bulunduran dişler çalışmaya dahil edilmiştir (Şekil 7).



Şekil 7: Preoperatif Bite-Wing Teşhis Radyografisi

DAHİL EDİLME KRİTERLERİ	HARİÇ TUTULMA KRİTERLERİ
Sağ ve sol kadranda premolar dişlerinde pulpaya ulaşmayan sınıf II (MO veya DO) primer çürük lezyonu varlığı	Restoratif işlem görmüş dişler
18-50 yaş aralığında olmak	İlgili dişte ait vitalite testine negatif yanıt
Restore edilecek dişlerin, antagonist ve kontakt dişlerle normal oklüzyon ilişkisinin olması	Dişte hassasiyet öyküsü veya diş ve destek dokularda ağırlı patoloji varlığı
Çalışmayı etkileyecek herhangi bir sistemik bir rahatsızlığın bulunmaması	Sinir iletimini etkileyecek sistemik herhangi bir durum veya düzenli ilaç kullanımı
Aydınlatılmış onam formunu imzalayarak çalışmaya katılmayı kabul etmek	Antagonist ve kontakt dişlerde eksiklik
Ağız sağlığının iyi olması	Bruksizm ve hiperfonksiyon
	Hamilelik ya da emzirme

Tablo 3: Dahil Edilme ve Hariç Tutulma Kriterleri

Dahil edilme kriterleri (Tablo 3) çerçevesinde toplam 70 hasta belirlenmiş ve restoratif uygulamalar için klinik randevu takvimi oluşturulmuştur.

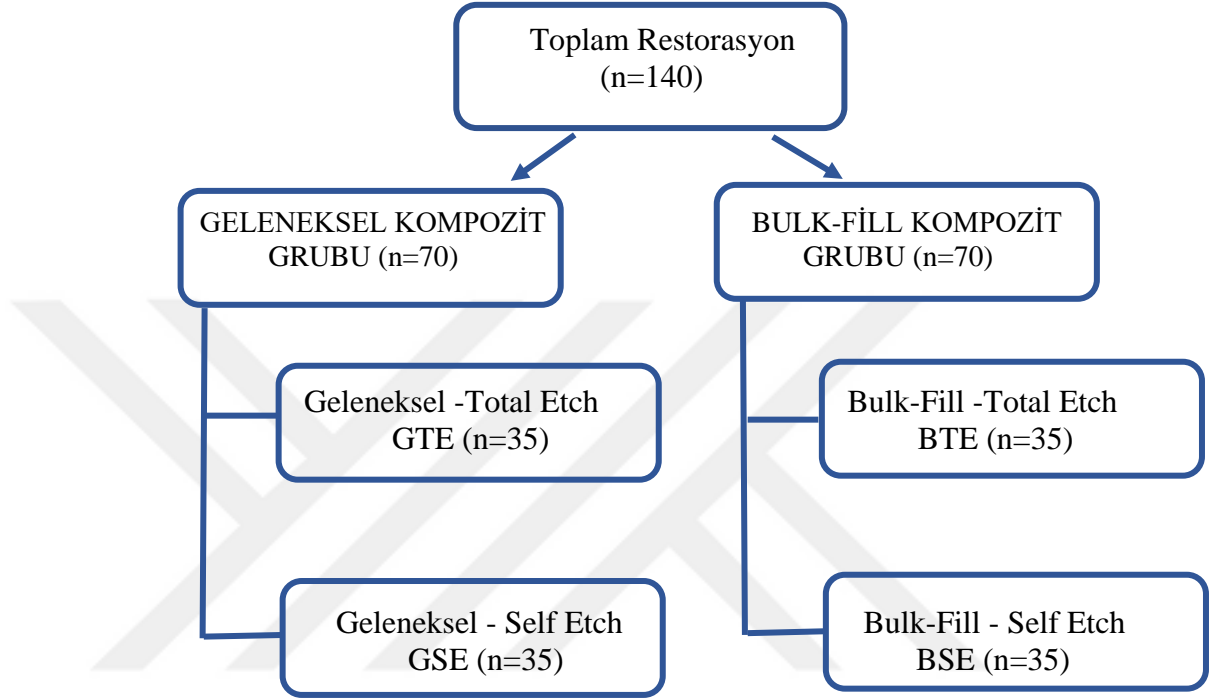
3.3. Randomizasyonun Sağlanması ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Hasta seçimi sonrası çalışmaya dahil edilen hastaların çalışma gruplarına dağılımı ve her hastaya yapılacak restorasyonun tipi ve uygulama tekniğinin belirlenmesi için randomizasyon, <https://www.randomizer.org/>²³⁵ sitesi aracılığıyla yapılmıştır. Program ile oluşturulan randomizasyon numaraları kapalı bir zarfta muhafaza edilmiş, her hasta için tedavi öncesi bir zarf açılmıştır²³⁶. Hastanın hangi dişine hangi materyalin hangi teknikle uygulanacağı aynı site ve yazılım yardımıyla randomize edilmiş ve hangi dişe hangi işlemi uygulayacağı hekime işlemden hemen önce bildirilmiştir²³⁷.

Split mouth (bölünmüş ağız) olarak tasarlanan çalışmada, her hastaya araştırmaya dahil edilen iki farklı materyal sağ veya sol kadranda kullanılarak

restorasyonlar yapılmıştır. Böylece her hastanın hem sağ hem sol kadranında bir dişine farklı teknikle restorasyonlar uygulanmıştır.

Çalışmada toplam 140 diş, kullanılan restoratif materyale göre geleneksel kompozit grubu ve bulk-fill grubu olmak üzere 2 gruba ayrılmış (n=70); her grup kendi içinde total etch ve self etch grubu olarak ikiye ayrılmıştır(n=35) (Şekil 8).



Şekil 8: Çalışma Şeması

3.4. Hasta Kayıtlarının Alınması

Çalışmaya dahil edilen her hasta ve her diş için bir form hazırlanmış ve ölçümler yapılarak skorlar bu formlara kaydedilmiştir. Kayıt formunun (veri toplama formu) bir örneği Şekil 9’ da sunulmuştur. Ayrıca tedavi öncesi her hastaya çalışma hakkında bilgi verilmiş ve aydınlatılmış onam formunu okuyup imzalatılmıştır.

Her hastanın ad, soyad, yaş, cinsiyet, telefon numarası gibi kişisel bilgileri ve tedavi öncesi yapılan VAS ağrı değerlendirme skorları bu formlar aracılığıyla kayıt altına alınmıştır.

VERİ TOPLAMA FORMU

RESTORASYON 1:

AD-SOYAD:

TC:

TELEFON NU:

CİNSİYET:

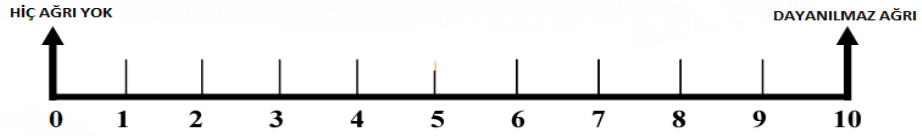
YAŞ:

UYGULAMATARİHİ:

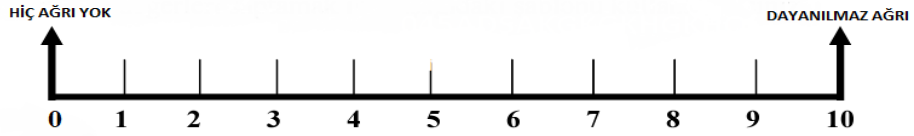
SKORLAMA

0.GÜN: TARİH:

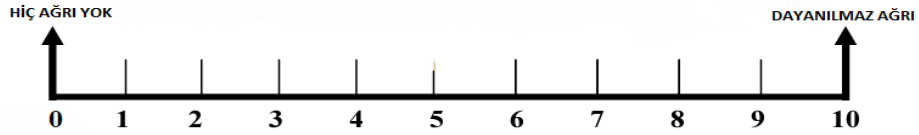
SOĞUK TESTİ:



ÇİĞNEME TESTİ:



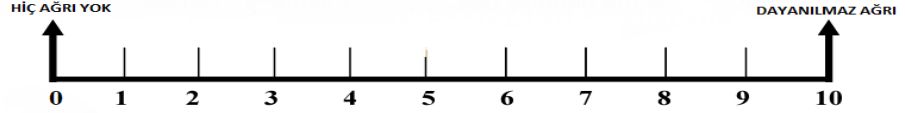
HAVA TESTİ:



Şekil 9: Veri Toplama Formu Örneği

3.5. VAS Ağrı Değerlendirme Testlerinin Uygulaması

Preoperatif ve postoperatif ağrı değerlendirmeleri için görsel analog skala (VAS) kullanılmıştır (Şekil 10). Tedavi protokolü ve testin uygulanış biçimi hastalara tedavi öncesi anlatılmıştır. Hastalara, tedavi öncesi ilk gün (0.Gün-T0) ve tedavi uygulandıktan 1 gün (1.Gün-T1), 7 gün (7.Gün-T7) ve 14 gün (14.Gün-T14) sonra olmak üzere 4 farklı periyotta VAS değerlendirmesi yapılmıştır.



Şekil 10: Visual Analog Skala (VAS) Örneği

Her değerlendirme sırasıyla buz çubuğu ile uygulanan standart soğuk uyarısı testi, pamuk rulunun ısırılmasıyla uygulanan çiğneme uyarısı testi ve hava su spreyinden standart mesafeden (5 mm) standart basınçla (45 psi) uygulanan hava verilmesi ile uygulanan hava uyarısı testini içermektedir.

Soğuk uyarıcı testi için kolay bulunması ve pratik kullanımı sebebiyle silikon buz kalıplarında üretilen buz çubukları tercih edilmiştir. Değerlendirilecek dişin bukkal yüzeyinin orta üçlüsüne 5 saniye buz uygulanmıştır(Şekil 11)²⁰⁸. Hasta hissettiği hassasiyeti 10 üzerinden puanlayarak form üzerinde işaretlemiştir.



Şekil 11: Buz Çubuğu ile Soğuk Uyarıcı Testinin Uygulanışı (25 numaralı diş)

Hava uyarıcı testi sabit bir dental ünite bağlı hava su spreyi kullanılarak dişin bukkal yüzeyi orta üçlüye standart mesafeden (5 mm) 5 saniye standart basınçlı (45 psi) hava verilerek uygulanmıştır (Şekil 12)²³⁸.



Şekil 12: Hava Su Spreyi ile Hava Uyarıcı Testinin Uygulanışı (25 numaralı diş)

Çiğneme uyaran testi restore edilecek dişe pamuk rulonun 5 saniye ısırılması ile uygulanmıştır (Şekil 13).



Şekil 13: Pamuk Rulo ile Çiğneme Uyaran Testinin Uygulanışı (25 numaralı diş)

Tüm testler her dişe ayrı ayrı uygulanmıştır. Test sonrası hastalar hissettikleri ağrı şiddetini var olan 10 cm'lik skala üzerinden kendilerinin işaretlemesi istenmiştir. Skalada "0" hiç hassasiyet olmaması ve "10" şiddetli dayanılmaz hassasiyet varlığını temsil etmektedir. Tedavi sonrası uygulanacak VAS değerlendirmeleri tarafsızlığı sağlamak amacıyla hangi dişe hangi tedavinin uygulandığını bilmeyen, çalışmaya kör olan başka bir hekim tarafından değerlendirilmiştir. Takip randevularına gelmeyen hastalar çalışma dışı bırakılmıştır.

3.6. Klinik Uygulama Protokolü

Çalışma kapsamında restore edilecek dişlerden restoratif işlemlerden önce ve sonra fosfor plaka ile film tutucular yardımıyla paralel teknik kullanılarak bite-wing radyografi alınmıştır. Gerekli klinik ve radyografik muayeneler yapıldıktan sonra dişlere vitalite testi uygulanarak klinik uygulama safhasına geçilmiştir. Preoperatif ağız içi fotoğrafı Şekil 14' de gösterilmektedir.

Restoratif işleme başlanmadan önce dezenfeksiyon amacıyla tüm hastalara 30 saniye süreyle % 2' lik klorheksidin içerikli bir solüsyon ile (Klorhex, Drogan, Türkiye) çalkalama yaptırılmıştır. Daha sonra her hastaya 1:100.000 adrenalin içeren 2 ml artikain hidroklorid (Ultraver DS fort; Haver, İstanbul, Türkiye) lokal anestezi olarak ilgili dişin konumuna göre alveolar inferior blok veya bukkal

infiltrasyon anestezisi uygulanmıştır. İlgili dişlerde rubberdam izolasyonu sağlandıktan sonra yeterli su soğutması altında 300.000 devir ve 2 atm basınçta yeşil kuşaklı elmas rond frezler (ISO No:001/010) yardımıyla çürük kavitesine giriş yapılmış, yeşil kuşaklı elmas fissür frezler kullanılarak kavite duvarlarına nihai şekil verilerek slot kavite hazırlanmıştır. Çelik rond frezlerle (ISO no:12) çürük dokusuna giriş sağlanmış, periferden merkeze doğru çürük dokusu kaldırılmıştır. Hekim çürük doku kalmadığına karar verene kadar kavite tabanı ve duvarlar sond ve keskin ekskavatör yardımıyla incelenmiştir. Çürükler tamamen temizlendikten sonra kavite perforasyon açısından değerlendirilmiş ve direkt veya indirekt kuafaj endikasyonu alan dişler çalışmadan çıkarılmıştır. Preparasyon sonrası kavitenin fotoğrafı Şekil 15' te gösterilmiştir. Kavite hazır olduğunda kavitenin boyutları (mezio-distal genişlik, bukko-lingual genişlik, okluzo-servikal yükseklik) periodontal sond yardımıyla ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Preparasyonlar tamamlandıktan sonra, kayıp proksimal duvarları yeniden oluşturmak amacıyla anatomik şekilli otomatrix sistemi (Adapt SuperCap Matrix 0,038 5,0 mm (Kerr, KerrHawe, Bioggio, Switzerland)) kullanılmış, daha sonra anatomik ahşap kama uygulanmıştır (Şekil 16). Daha sonra, adeziv ve kompozit materyaller her grup için anlatıldığı şekilde uygulanmıştır (Tablo 4).

Grup 1 (GTE) ; (Geleneksel Kompozit + Total Etch Tekniği): Mine ve dentin üretici firma talimatlarına uygun olarak 15 saniye %37 lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş, yıkanmış ve hava ile hafifçe kurutulmuştur. İki aşamalı adeziv materyalin (G2 Bond Universal, GC Corp. Tokyo, Japan) ilk aşaması olan primer (1-Primer), üretici firma talimatlarına uygun olarak aplikatör yardımıyla mine ve dentine uygulanmış ve 10 saniye beklendikten sonra hava uygulanmıştır. Daha sonra ikinci aşama olan bonding (2- Bond) uygulanmış ve bond yüzeyde dalgalanma izlenmeye kadar hava ile yayılmıştır. Bir LED ışık cihazı (Valo, 1000 mW/cm², Ultradent Products Inc, South Jordan, ABD) ile 10 saniye polimerize edilmiştir. Daha sonra geleneksel kompozit rezin (G-aenial posterior GC Corp. Tokyo, Japan) 2 mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirilip yaklaşık 1mm mesafeden uygulanan ışık cihazı ile 20 saniye polimerize edilerek restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 17).

Grup 2 (GSE) ; (Geleneksel Kompozit + Self Etch Tekniği): Mine ve dentinde asit ile pürüzlendirme yapılmadan iki aşamalı adeziv materyalin (G2 Bond Universal, GC Corp. Tokyo, Japan) ilk aşaması olan primer (1- Primer), üretici firma talimatlarına uygun olarak aplikatör yardımıyla mine ve dentine uygulanmış ve 10 saniye beklendikten sonra hava uygulanmıştır. Daha sonra ikinci aşama olan bonding (2-Bond) uygulanmış ve bond yüzeyde dalgalanma izlenmeyene kadar hava ile inceltirilmiştir. Bir LED ışık cihazı (Valo, 1000mW/cm², Ultradent Products Inc, South Jordan, ABD) ile 10 saniye polimerize edilmiştir. Daha sonra geleneksel kompozit rezin (G-aenial posterior GC Corp. Tokyo, Japan) 2 mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirilip yaklaşık 1mm mesafeden uygulanan ışık cihazı ile 20 saniye polimerize edilerek restorasyon tamamlanmıştır.

Grup 3 (BTE) ; (Bulk-Fill Kompozit + Total Etch Tekniği): Bu grup için asit ve dentin bağlayıcı uygulaması Grup 1' de anlatıldığı şekilde uygulanmıştır. Grup 1' den farklı olarak bu grupta geleneksel kompozit yerine bulk-fill kompozit rezin (Tetric PowerFill® Ivoclar Vivadent. Schaan, Liechtenstein) tek tabaka halinde kaviteye yerleştirilmiş ve 20 saniye polimerize edilerek restorasyon tamamlanmıştır.

Grup 4 (BSE) ; (Bulk-Fill Kompozit + Self Etch Tekniği): Bu grup için dentin bağlayıcı uygulaması Grup 2' de anlatıldığı şekilde uygulanmıştır. Grup 2' den farklı olarak bu grupta geleneksel kompozit yerine bulk-fill kompozit rezin Daha sonra bulk-fill kompozit rezin (Tetric PowerFill® Ivoclar Vivadent. Schaan, Liechtenstein) tek tabaka halinde kaviteye yerleştirilip 20 saniye polimerize edilerek restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 17).

Restorasyonlar tamamlandıktan sonra oklüzal yüzeyde ince grenli sarı kuşak kompozit bitirme frezleri yardımıyla oklüzal yüzeydeki fazlalıklar alınmış, oklüzal morfoloji belirginleştirilmiştir. Artikülasyon kağıtları ile oklüzyon kontrolü yapılmış, erken temas noktaları kaldırılmıştır. Arayüzeylerdeki fazlalıklar alüminyum oksit kaplı bitirme diskleri (Sof-Lex Pop On, 3M Dental Products, USA) yardımıyla alınmış, arayüzeylerin düzeltilmesi yapılmıştır. Bitirme işleminden sonra hem oklüzal yüzeylere hem de arayüzlere polisaj lastikleri ile (ısı oluşmaması için su soğutması sağlanarak) polisaj işlemi tamamlanmıştır. Restoratif prosedürü tamamlanan hastalar sağlıklı taburcu edilmiş ve takip randevuları için bilgilendirilmişlerdir.



Şekil 14: 2. Premolar Dişte Arayüz Çürüğünün Preoperatif Ağız İçi Görünümü



Şekil 15: 2. Premolar Dişte Sınıf II Kavite Preparasyonu



Şekil 16: Anatomik Şekilli Otomatris Sistemi ve Ahşap Kama Uygulaması



Şekil 17: Kompozit Rezin Restorasyonun Nihai Görünümü

ÜRÜN ADI	TOTAL ETCH UYGULAMA	SELF ETCH UYGULAMA	ÜRETİCİ FİRMA
G2-Bond Universal İki Aşamalı Üniversal Adeziv Rezin LOT:2010051	<p>1.Mine ve dentine aynı anda %35'lik ortofosforik asit jel 15 sn uygulanmıştır.</p> <p>2. Asit 15 sn yıkanarak diş yüzeyinden uzaklaştırılmış ve hava ile hafifçe kurutulmuştur.</p> <p>3. Self etch tekniğinde olduğu şekilde adeziv uygulanmıştır.</p>	<p>1. Ortofosforik asit uygulaması olmaksızın primer, fırça ile uygulanmış ve 10 sn beklenip ardından 5 sn maksimum hava uygulanmıştır.</p> <p>2.Bonding uygulanmış ve yüzeyde hareket olmayana kadar yüzeye hava uygulanmıştır.</p> <p>3.Üretici firma talimatlarına uygun polimerize edilmiştir.</p>	GC Corp. Tokyo, Japan
Tetric PowerFill® Kompozit Rezin LOT: X48022	<p>1.Adeziv protokolü tamamlanan kaviteye el aletleri yardımıyla kompozit materyal tek tabaka şeklinde yerleştirilmiş ve kaviteye adapte edilmiştir.</p> <p>2.Kompozit rezin üretici firma talimatlarına uygun olarak 20 sn polimerize edilmiştir.</p>		Ivoclar Vivadent. Schaan, Liechtenstein
G-aenial Posterior Kompozit Rezin LOT:2110041	<p>1.Adeziv protokolü tamamlanan kaviteye el aletleri yardımıyla kompozit materyal 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmiş ve kaviteye adapte edilmiştir.</p> <p>2.Her tabaka üretici firma talimatlarına uygun olarak 20 sn polimerize edilmiştir.</p>		GC Corp. Tokyo, Japan

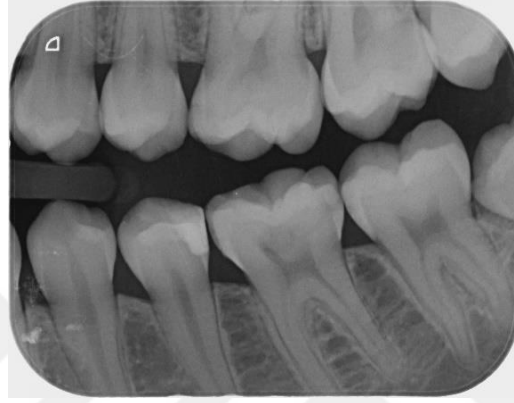
Tablo.4: Çalışma Protokolü

3.7. Tedavi Sonrası Postoperatif VAS Ağrı Değerlendirmesi

Çalışmaya kör bir hekim; restoratif prosedürü tamamlanan her hastaya, uygulama sonrası 1. gün, 7. gün ve 14. gün aynı şekilde VAS değerlendirme testlerini uygulamıştır. Sırayla soğuk, hava ve çiğneme testi anlatıldığı tedavi öncesindeki gibi uygulanmış, skorlar kaydedilmiştir.

3.8. Kalan Dentin Kalınlığının Ölçülmesi

Restoratif uygulamalar bittikten sonra hastalardan başlangıç prosedürüne benzer şekilde film tutucular kullanılarak bite-wing radyografiler alınmış (Şekil 18), bu radyografilerden yararlanılarak kalan dentin kalınlığı ölçülmüştür. Bitim radyografileri Turcasoft klinik sistem yazılımına (Turcasoft Yazılım Ltd. Şti) aktarılmış ve yazılımda bulunan cetvel yardımıyla pulpa sınırından restorasyonun pulpaya en yakın noktası arasındaki mesafe ölçülmüş ve kaydedilmiştir (Şekil 19).



Şekil 18: 35 Numaralı Dişin Postoperatif Bite-Wing Radyografisi



Şekil 19: 35 Numaralı Dişte Kalan Dentin Kalınlığı (KDK) Ölçümü

3.9 İstatistik Değerlendirme

Tüm veriler bilgisayarda SPSS (statistical package for social sciences) for Windows 22 programına kaydedilerek analiz edilmiştir. Verilerin analizinde ilk olarak hangi testlerin (parametrik/nonparametrik testler) uygulanacağına karar vermek için karşılanması gereken varsayımlar test edilmiştir. Shapiro-Wilk normallik testi ($p < 0,05$) anlamlı çıkması, basıklık ve çarpıklık değerlerinin ise yüksek çıkarak uç değerlerin olması sebebi ile verilerin normal dağılım sergilemediği değerlendirilmiştir.

Bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırmasında Kruskal Wallis-H test ve bağımlı ikiden fazla grubun karşılaştırılmasında Friedman test kullanılmıştır. Anlamlı fark tespit edilen durumlarda farkın kaynağı Bonferroni çoklu karşılaştırma testi ile incelenmiştir. Değişkenler arasındaki ilişkiye Spearman korelasyon katsayısı ile bakılmıştır. Elde edilen değerlerin anlamlı olup olmadığının yorumlanmasında 0.05 anlamlılık düzeyi ölçüt olarak kullanılmıştır.

4.BULGULAR

4.1.Çiğneme Uyarın Testi Bulguları

Çiğneme uyarın testi için başlangıç, 1. gün, 7. gün ve 14. gün ölçülen skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,05$) (Şekil 20).

Çiğneme uyarın testinde GTE, GSE, BTE ve BSE grupları için zamanlar arasında ölçülen skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p<0,05$). Farkın hangi zamanlar arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre her grupta 14. gün skorlarının başlangıç skorlarından anlamlı biçimde daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Tablo 5).

	BTE	BSE	GTE	GSE	Gruplar Arası Fark
	$\bar{X}\pm S_s$	$\bar{X}\pm S_s$	$\bar{X}\pm S_s$	$\bar{X}\pm S_s$	
T0 çiğneme ¹	0,83±1,48	0,64±1,13	0,80±1,21	0,91±1,25	**X ² :0,97; p:0,81
T1 çiğneme ²	0,39±0,73	0,36±0,72	0,29±0,52	0,26±0,44	**X ² :0,18; p:0,98
T7 çiğneme ³	0,11±0,32	0,08±0,28	0,20±0,58	0,09±0,28	**X ² :0,93; p:0,82
T14 çiğneme ⁴	0,00±0,00	0,00±0,00	0,03±0,17	0,06±0,24	**X ² :3,82; p:0,28
Zamanlar Arası Fark	*X ² :29,37; p:0,01 Fark: 4<1	*X ² :24,92; p:0,01 Fark: 4<1	*X ² :31,08; p:0,01 Fark: 4<1	*X ² :23,69; p:0,01 Fark: 4<1	Gruplar Arası Fark

*X²: Friedman test

**X²: Kruskal Wallis-H test

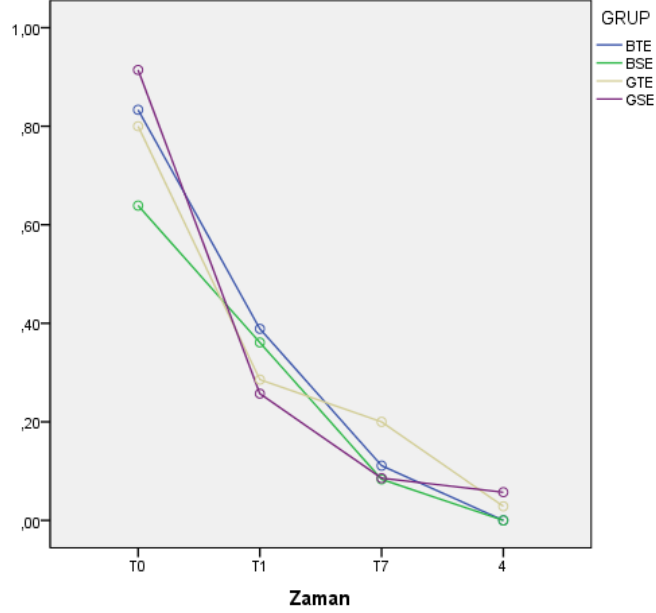
Tablo 5: Çiğneme Uyarın Testi Skorlarının Zaman ve Gruplar Arası Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

7. gün çiğneme testi skorları ile GSE grubu kalan dentin kalınlığı (KDK) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı negatif yönde orta düzeyde bir ilişki vardır ($r:-0,37$; $p<0,05$) (Tablo 6).

		T0	T1	T7	T14
		çığneme	çığneme	çığneme	çığneme
KDK çığneme (BTE)	r	-0,06	-0,02	-0,19	
	p	0,74	0,93	0,26	
KDK çığneme (BSE)	r	-0,04	0,00	0,02	
	p	0,83	0,99	0,91	
KDK çığneme (GTE)	r	-0,17	-0,17	-0,24	-0,14
	p	0,33	0,34	0,16	0,41
KDK çığneme (GSE)	r	0,00	-0,27	-0,37	-0,01
	p	0,99	0,12	0,03	0,94

r: Spearman Korelasyon katsayısı

Tablo 6: Çığneme Grubu KDK Değerleri ile Skorlar Arasındaki İlişkiye Yönelik Bulgular



Şekil 20: Çığneme Uyaranı Skorlarının Gruplar Arası Karşılaştırılmasına İlişkin Grafik

4.2. Hava Uyaranı Testi Bulguları

Hava uyarı testi için başlangıç, 1. gün, 7. gün ve 14. gün ölçülen skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0,05$) (Şekil 21).

Hava uyarı testinde GTE grubu için zamanlar içerisinde ölçülen hava uyarı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($X^2: 23,01$; $p < 0,05$). Farkın hangi zaman değerleri arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre zamanlar arasında anlamlı fark tespit edilememiştir,

ancak ortalama değerlere bakıldığında skorun zaman içinde giderek azaldığı gözlenmiştir.

Hava uyarın testinde GSE grubu için zamanlar içerisinde ölçülen hava uyarın skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($X^2:33,35$; $p<0,05$). Farkın hangi zaman değerleri arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre her grupta da 7. ve 14. gün skorlarının başlangıç skorlarından anlamlı biçimde daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Hava uyarın testinde BTE grubu için zamanlar içerisinde ölçülen hava uyarın skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($X^2:30,91$; $p<0,05$). Farkın hangi zaman değerleri arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre zamanlar arasında anlamlı fark tespit edilememiştir, ancak ortalama değerlere bakıldığında skorun giderek azaldığı gözlenmiştir.

Hava uyarın testinde BSE grubu için zamanlar içerisinde ölçülen hava uyarın skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($X^2:36,81$; $p<0,05$). Farkın hangi zaman değerleri arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre her grupta da 7. ve 14. gün skorlarının başlangıç skorlarından anlamlı biçimde daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Tablo 7).

	BTE	BSE	GTE	GSE	Gruplar Arası Fark
	$\bar{X}\pm Ss$	$\bar{X}\pm Ss$	$\bar{X}\pm Ss$	$\bar{X}\pm Ss$	
T0 hava¹	0,97±1,93	0,86±1,55	0,60±0,91	0,69±1,05	** $X^2:0,14$; p:0,99
T1 hava²	0,36±0,87	0,17±0,56	0,20±0,47	0,11±0,40	** $X^2:2,40$; p:0,49
T7 hava³	0,08±0,50	0,03±0,17	0,11±0,32	0,00±0,00	** $X^2:6,24$; p:0,10
T14 hava⁴	0,06±0,33	0,00±0,00	0,00±0,00	0,00±0,00	** $X^2:2,94$; p:0,40
Zamanlar Arası Fark	* $X^2:30,91$; p:0,01	* $X^2:36,81$; p:0,01 Fark: 4,3<1	* $X^2:23,01$; p:0,01	* $X^2:33,55$; p:0,01 Fark: 4,3<1	Gruplar Arası Fark

* X^2 : Friedman test

** X^2 : Kruskal Wallis-H test

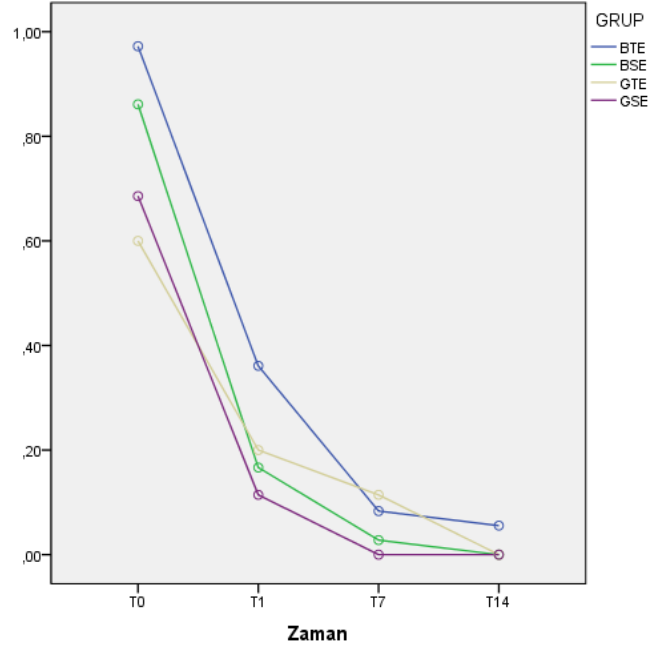
Tablo 7: Hava Uyarın Testi Skorlarının Zaman ve Gruplar Arası Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

Hava uyarın testi skorları ile KDK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 8).

		T0 hava	T1 hava	T7 hava	T14 hava
KDK hava (BTE)	r	-0,26	-0,27	-0,26	-0,26
	p	0,12	0,11	0,12	0,12
KDK hava (BSE)	r	0,00	0,04	-0,16	
	p	0,98	0,80	0,34	
KDK hava (GTE)	r	-0,05	-0,11	-0,29	
	p	0,77	0,53	0,10	
KDK hava (GSE)	r	-0,05	0,10		
	p	0,79	0,57		

r:Spearman Korelasyon katsayısı

Tablo 8: Hava Grubu KDK Değerleri ile Skorlar Arası İlişkiye Yönelik Bulgular



Şekil 21: Hava Uyarıcı Testi Skorlarının Gruplar Arası Karşılaştırılmasına İlişkin Grafik

4.3. Soğuk Uyarıcı Testi Bulguları

Soğuk uyarıcı testi için başlangıç, 1. gün, 7. gün ve 14. gün ölçülen skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0,05$) (Şekil 22).

Soğuk uyarıcı testinde GTE grubu için zamanlar içerisinde ölçülen soğuk uyarıcı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($X^2:20,17$; $p < 0,05$). Farkın hangi zaman değerleri arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre zamanlar arasında anlamlı fark tespit

edilememiştir, ancak ortalama değerlere bakıldığında skorun giderek azaldığı gözlenmiştir.

Soğuk uyaran testi için zamanlar içerisinde ölçülen GSE grubu soğuk uyaran skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($X^2:21,86$; $p<0,05$). Farkın hangi zaman değerleri arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre her grupta da 14. gün skorlarının başlangıç skorlarından anlamlı biçimde daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Soğuk uyaran testinde BTE grubu için zamanlar içerisinde ölçülen soğuk uyaran skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($X^2:30,97$; $p<0,05$). Farkın hangi zaman değerleri arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre her grupta da 14. gün skorlarının başlangıç skorlarından anlamlı biçimde daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Soğuk uyaran testinde BSE grubu için zamanlar içerisinde ölçülen soğuk uyaran skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($X^2:16,44$; $p<0,05$). Farkın hangi zaman değerleri arasında olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre zamanlar arasında anlamlı fark tespit edilememiştir ancak ortalama değerlere bakıldığında skorun giderek azaldığı görülmektedir (Tablo 9).

	BTE	BSE	GTE	GSE	Gruplar Arası Fark
	$\bar{X}\pm Ss$	$\bar{X}\pm Ss$	$\bar{X}\pm Ss$	$\bar{X}\pm Ss$	
T0 soğuk¹	1,03±1,56	0,58±1,00	0,51±0,95	0,66±1,61	** $X^2:3,76$; p:0,29
T1 soğuk²	0,58±0,87	0,42±0,77	0,63±1,17	0,46±0,56	** $X^2:1,29$; p:0,73
T7 soğuk³	0,22±0,48	0,19±0,47	0,37±0,69	0,23±0,88	** $X^2:3,44$; p:0,33
T14 soğuk⁴	0,00±0,00	0,06±0,23	0,03±0,17	0,03±0,17	** $X^2:2,02$; p:0,57
Zamanlar Arası Fark	* $X^2:30,97$; p:0,01 Fark: 4<1	* $X^2:16,44$; p:0,01	* $X^2:20,17$; p:0,01 Fark:	* $X^2:21,86$; p:0,01 Fark: 4<1	Gruplar Arası Fark

* X^2 : Friedman test

** X^2 : Kruskal Wallis-H test

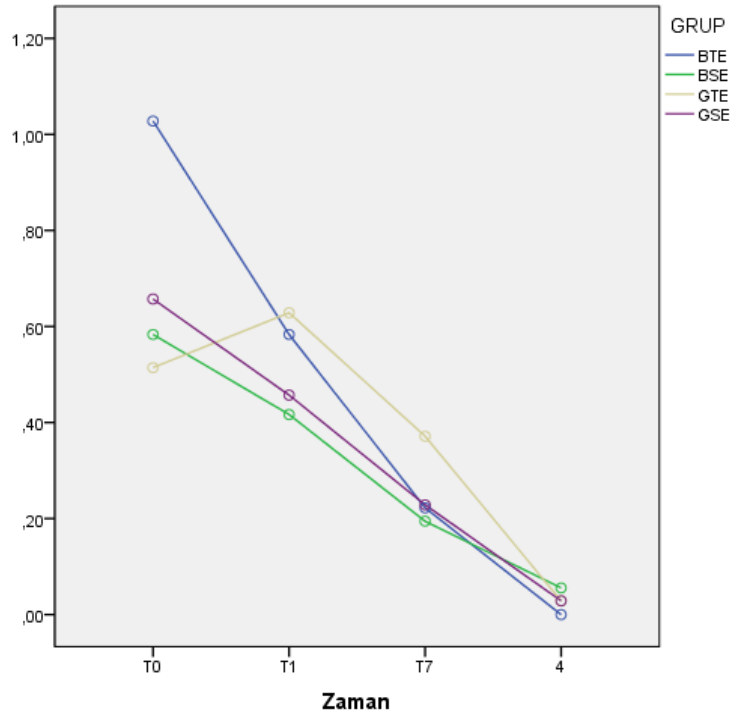
Tablo 9: Soğuk Uyaran Testi Skorlarının Zaman ve Gruplar Arası Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

1. ve 7. gün soğuk uyaran testi skorları ile BTE grubu KDK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı negatif yönde orta düzeyde bir ilişki vardır (Sırasıyla, r:-0,33 r:-0,39; p<0,05). Başlangıç soğuk uyaran testi skorları ile GTE grubu KDK değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı negatif yönde orta düzeyde bir ilişki vardır (r:-0,48; p<0,05) (Tablo 10)

		T0 soğuk	T1 soğuk	T7 soğuk	T14 soğuk
KDK soğuk (BTE)	r	-0,16	-0,33	-0,39	
	p	0,36	0,04	0,02	
KDK soğuk (BSE)	r	-0,09	-0,06	-0,15	-0,08
	p	0,61	0,71	0,37	0,66
KDK soğuk (GTE)	r	-0,48	-0,16	-0,29	-0,23
	p	0,00	0,37	0,09	0,18
KDK soğuk (GSE)	r	-0,19	0,00	0,01	0,18
	p	0,27	0,98	0,97	0,30

r:Spearman Korelasyon katsayısı

Tablo 10: Soğuk Grubu KDK Değerleri ile Skorlar Arası İlişkiye Yönelik Bulgular



Şekil 22: Soğuk Uyaran Testi Skorlarının Gruplar Arası Karşılaştırılmasına İlişkin Grafik

5.TARTIŞMA

“Posterior Kompozit Rezin Restorasyonlarda Postoperatif Hassasiyetin İncelenmesi: Randomize Klinik Çalışma” başlıklı bu tez çalışmasında; piyasaya yeni sürülen bir üniversal adeziv rezin olan G2 Bond Universal’ in, farklı tekniklerle ve farklı kompozit materyallerle(farklı yerleştirme teknikleri ile) kullanımının postoperatif hassasiyet gelişimine etkisinin klinik şartlarda incelemesi gerçekleştirilmiştir.

“Kullanılan üniversal adeziv, hangi teknikle ve hangi adeziv strateji ile uygulanırsa uygulansın postoperatif hassasiyet gelişimini etkilemeyecektir” yönündeki sıfır hipotezimiz kabul edilmiştir.

Gelişen adeziv teknik ve materyaller sayesinde konservatif kavite preperasyonuna izin vererek diş dokularına bağlanabilme ve kalan diş dokularını destekleyebilme kabiliyetleri, artan mekanik ve fiziksel özellikleri, sundukları farklı renk seçenekleri ve parlatılabilirlikleri ile estetik özellikte olmaları, yeterli çalışma zamanı sunmaları ve kolay uygulanabilirlikleri gibi gelişmeler sayesinde kompozit rezinler klinik prosedürde tercih edilen materyaller olmuşlardır¹⁷.

Kompozit rezin materyallerin yapısal özelliklerindeki tüm gelişmelere rağmen, polimerizasyon sırasında hacimsel bir büzölmeye uğraması ve bu polimerizasyon büzölmesine bağlı gelişen komplikasyonlar bu materyallerin hala en büyük dezavantajlarıdır^{14,239}. Polimerizasyon büzölmesine bağlı oluşan hacimsel değişiklikler ve adeziv arayüzde oluşan stresler marjinal bütünlüğü olumsuz etkileyerek, postoperatif hassasiyet başta olmak üzere mikrosızıntı, bakteri invazyonu ve pulpada irritasyon oluşumu gibi kötü sonuçlara sebep olabilmektedir^{240,241}.

Diş hekimleri için oldukça can sıkıcı bir durum olan postoperatif hassasiyet; posterior dişlerdeki restoratif uygulamalar sonrası izlenen kısa ve keskin ağrı olarak tanımlanır ve restorasyonların kısa dönemde değiştirilmesini gerektirebilmektedir^{1,130}. Bu durumdan kaçınmak için postoperatif hassasiyetin nedenlerini anlamak önemlidir. Postoperatif hassasiyet; kullanılan adeziv tekniğe göre dentinin asitlenmesi, pulpaya bakteriyel penetrasyon, oklüzal düzensizlikler, polimerizasyon büzölmesi ve oklüzal kuvvetler sebebiyle tüberküllerde oluşan deformasyon gibi birçok faktörle ilişkilidir¹³¹⁻¹³³. Çalışmamızda farklı adeziv teknikler (total etch ve self etch) ve kompozit rezin materyallerin farklı uygulama tekniklerinin (inkremental ve bulk tekniği) postoperatif hassasiyete etkisi incelenmiştir.

Kompozit rezin restorasyonların klinik başarısında etkili olan kriterlerden biri kompozit materyallerin diş dokularına güçlü adezyonudur²⁴². Dentin dokusunun derinliğindeki değişiklikler adezyonu ve dolayısıyla da postoperatif hassasiyet gelişimini etkilemektedir. mine sınırında 1 µm olarak ölçülen tübül çapları Dentinde derinlik arttıkça 3 µm' ye çıkmakta; tübül yapılarının sayısı ise mm²' de 40,000 ile 70,000 arasında değişmektedir²⁴³. Bu da dentinde pulpal basıncın ve nem oranının artması, adezyon için daha uygun olan intertübüler dentin miktarının azalması anlamına gelir. Yüzeysel dentinden derin dentine doğru gidildikçe, dentinin kimyasal içeriğin değişmesi, kollajen miktarı azalması ve artan dentinal geçirgenlik bağlanma dayanımında farklılıklara sebep olmaktadır²⁴⁴⁻²⁴⁶. Tüm bu sebepler sonucunda derin dentine bağlanma yüzeysel dentine bağlanmaya göre daha zor olduğu bildirilmiştir^{17,247}. Diş dokularına etkili bir bağlanma, dentin tübüllerinde başarılı bir örtüleme ve mikrosızıntının önlenmesini sağlayarak başta postoperatif hassasiyet olmak üzere pulpayı etkileyen faktörlerin de baştan itibaren oluşmasını etkilemektedir²⁴⁸. Kavite derinliği arttıkça postoperatif hassasiyetin artmasının birden fazla sebebi olduğu bildirilmektedir. Derin kavitelerde daha fazla kompozit kullanılması gerekliliği daha fazla polimerizasyon büzülmesi ve büzülme stresi oluşumuna katkı sağlamaktadır. Ayrıca kalan dentin kalınlığı azaldıkça artan dentin geçirgenliği ve tübüler yoğunluğa bağlı olarak postoperatif hassasiyet artırmaktadır²⁴⁹. Briso ve ark.¹²¹, posterior dişlerde postoperatif hassasiyet oluşumunu inceledikleri çalışmalarına derin dentin çürüğü vakaları dahil edilmemiştir. Derin dentinde terapötik liner gereksinimi olduğunda liner materyalinin, bonding yüzeyinin bir kısmını örtülmesinin çalışma sonucunu değiştirme ihtimaline karşı çalışmalar bu şekilde dizayn edilmiştir. Dentindeki bu farklılıklardan etkilenmemek için çalışmamıza sadece sığ ve orta derinlikte çürük lezyonu bulunduran dişler dahil edilmiştir. Lezyon derinliğinin tespiti için hasta kayıtları esnasında alınan bite-wing radyografilerden faydalanılmıştır.

Dentin yapısı ve bileşimindeki farklılıklar sadece derinlik farklılıklarıyla değil, dentinin mineral içeriği ile de ilgilidir. Dentin dokusu fizyolojik ve patolojik olarak sürekli değişim göstermektedir ve bu değişimler dentinin yapı, içerik ve geçirgenliğini ve adezyonu da etkilenmektedir^{17,250}. Çünkü adezivlerin sağlam, çürükten etkilenmiş veya sklerotik dentine bağlanma performansları farklıdır. Örnek olarak rezin materyalin sklerotik dentine penetrasyonu sağlam dentinden daha azdır, bu da

bağlanma kuvvetini tehlikeye atarak hassasiyet oluşumu gibi komplikasyonların gelişimini etkilemektedir²⁵¹.

Literatürde sağlıklı dentin, etkilenmiş dentin veya sklerotik dentine bağlanma çeşitli teknik ve materyallerle incelenmiştir^{252,253}. Total etch adezivlerin çürükten etkilenmiş dentine, self etch adezivlerin ise sağlam dentine daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini rapor eden çalışmalar mevcuttur²⁵⁴⁻²⁵⁶. Dentinin yapısal özelliklerinden kaynaklanan bu bağlantı farklılıklarından etkilenmemek için çalışmamız sadece primer çürük lezyonu bulunduran dişlerde yürütülmüş ve adeziv materyaller çürükten etkilenmiş dentin dokusuna uygulanmıştır.

Bite-wing radyografiler özellikle arayüz çürüklerinin teşhisinde standart ve en güvenilir yöntemdir²⁵⁷⁻²⁵⁹. Diğer çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda bite-wing radyografilerden yararlanılmıştır^{191,260}. Radyografiler restoratif işlemlerden önce ve sonra olmak üzere iki kez alınmış; uzaklık farklılıklarından kaynaklanan magnifikasyonların önlenmesi ve standardizasyonun sağlanması amacıyla film tutucular kullanılmıştır. Restoratif işlemlerden önce teşhis amacıyla alınan bite-wing radyografiler; restorasyonların derinliğini standardize etmek amacıyla da kullanılmıştır. Restorasyon tamamlandıktan sonra alınan radyografilerle restorasyonlar değerlendirilmiş ve kalibre edilen yazılım ile radyografiler üzerinden kalan dentin kalınlığı ölçülmüştür. Gasqui ve ark.²⁶¹, araştırmalarında çalışmamıza benzer olarak kalan dentin kalınlığının ölçümünde pre ve postoperatif bite-wing radyografileri kullanmışlardır.

Weiner ve ark.²⁶², kavitelerin kesin olarak derin veya sığ olarak tanımlanamayacağına dikkat çekse de daha önceki çalışmalar esas alınarak kaviteler genel olarak 1/3 sığ, 1/3 orta ve 1/3 derin kaviteler şeklinde sınıflandırılabilir^{188,263}. Tekçe ve ark.²⁰⁶ da kavite derinliklerini bu şekilde sınıflandırmıştır. Auschill ve ark.¹⁵⁶, ise kavite derinliğinin postoperatif hassasiyet üzerinde en önemli faktör olduğunu ve kavite boyutunu klinik olarak değerlendirmenin standardizasyon için uygun bir araç olduğunu bildirmişlerdir. Randomize kontrollü çalışmaların derlendiği bir meta analizde²⁶⁴; en yüksek post operatif hassasiyet riskinin Sınıf II MOD restorasyonları ile ilişkili olduğu ve bunu Sınıf II MO/DO ve Sınıf I restorasyonların izlediği sonucu bildirilmiştir.^{121,264} Böylece diğer çalışmalarda belirtilen kavite genişliği arttıkça postoperatif hassasiyetin değişkenlik gösterme riski mümkün olduğunca elimine edilmiştir.

Çalışmamıza dahil edilecek hastalar belirlenirken de bite-wing radyografiler incelenmiş ve dahil edilecek primer çürük lezyonlarının sığ ve orta 2/3 derinlikte olması şartı aranmıştır. Yine kavite boyutunu kontrol edebilmek ve tüm restorasyonların yakın boyutlarda standardize edilebilmesini sağlamak amacıyla restorasyonlar yalnızca premolar dişlerde sınıf II (MO/DO) kaviteler hazırlanmıştır.

Kaviteler hazırlandığında kavite boyutları periodontal sond yardımıyla ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Ayrıca restorasyon bitiminde alınan radyografiler üzerinde kalan dentin kalınlığı ölçümü yapılmıştır. Postoperatif radyografiler Turcasoft yazılımına aktarılmış ve yazılımda bulunan cetvel ile pulpa sınırından restorasyonun pulpaya en yakın noktası arasındaki mesafe ölçülüp kaydedilmiş ve kalan dentin kalınlığının postoperatif hassasiyet ile ilişkisi incelenmiştir.

Günümüzde dentindeki çürük dokusunun temizlenmesi için kullanılan pek çok teknik bulunmaktadır. Her tekniğin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunduğu gibi bu tekniklerin çürük temizleme konusundaki etkinlikleri çeşitli araştırmalarla incelenmiştir^{265,266}.

Kullanılan dentin bağlayıcıyla değişkenlik göstermekle beraber çürük uzaklaştırma yöntemlerinin hibrit tabaka oluşumunu etkilediği de bildirilmiştir^{267,268}. Araştırmalar ise bonding sistemlerin total ya da self etch tekniği ile uygulanmasının, kavite preparasyonunda kullanılan enstrümanlardan çok daha önemli bir yere sahip olduğu sonucuna varmıştır^{269,270}. Bu sebepler göz önüne alınarak çalışmamızda çürük dokuların uzaklaştırılması frez kullanılarak aeretör ve mikromotor yardımıyla yapılmıştır.

Kesici özelliği farklı olan frezlerin kullanımı gibi aynı frezin her kullanımda farklı kesici özellik gösterdiği, tekrarlanan kullanımlarda frezlerin aşındırma ve kesici özelliklerinin azaldığı bildirilmiş ve çalışmalarda bu enstrümanların sık sık değiştirilmesi önerilmiştir²⁷¹. Bu sebeplerle çalışmamızın kavite hazırlanması ve çürük dokuların temizlenmesi aşamaları için her hastada yeni frez kullanılmıştır.

Ağrı ve hassasiyet duyuları pek çok çalışmaya konu olmasına rağmen ölçümü ve sayısal olarak ifade edilebilmesi oldukça zor olan duygulardır. Subjektif bir durum olan ağrı ve hassasiyet duyularının klinikte objektif olarak değerlendirilebilmesi için pek çok yöntem geliştirilmiş olsa da son yıllarda yapılan ağrı çalışmalarında sıklıkla tercih edilen, en geçerli ve en güvenilir skala, hastanın ağrı duyusunu sözel olarak ifade etmesine dayanan Visual Analog Skala yani VAS' tır²⁷². VAS ağrı şiddeti ölçüm

yöntemleri arasında en sık kullanılan skaladır ve geçerliliğini destekleyen çok sayıda çalışma mevcuttur^{196,197}.

Postoperatif hassasiyeti konu alan pek çok çalışmada da en kolay ve en geçerli değerlendirme yöntemi olan visual analog skala (VAS) kullanılmıştır^{137,234,238,260}. Bizim çalışmamızda da postoperatif hassasiyetin ölçülmesi için visual analog skala kullanılarak başlangıç, 1, 7, ve 14. günlerde ölçümler yapılmıştır. Casselli ve ark.¹³⁷ ve Tekçe ve ark.²⁰⁶ postoperatif hassasiyeti değerlendirmek amacıyla 1, 7, 14 ve 30. günlerde VAS kullanmıştır.

Çalışmamız ayrıca split-mouth (bölünmüş ağız) çalışma modeline göre tasarlanmıştır. Split-mouth klinik çalışma modeli hem çalışma hem de test grubunun aynı hastada değerlendirilmesine izin verdiği için çalışmanın çevre şartlarından ve bireysel farklılıklardan etkilenme ihtimali azalmakta ve istatistiksel etkinliği artırmaktadır. Bu çalışma modeli çalışmaya katılacak hasta seçimini zorlaştırsa da hasta sayısının azaltılmasına olanak sağlamaktadır²⁷³.

Posterior dişlerde gerçekleştirilen restorasyon uygulamalarını takiben postoperatif hassasiyet oluşumunda operatörün beceri ve deneyimi de etkilidir. Başta çok basamaklı total etch tekniği olmak üzere kullanılan adeziv prosedürler teknik hassasiyet gerektirdiğinden; hekimin mesleki deneyimi, postoperatif hassasiyet gelişiminde adeziv tekniğine kıyasla daha kritik bir öneme sahiptir²⁷⁴. Literatürde bu etkiyi inceleyen çalışmalar mevcuttur. Sancaklı ve ark.²³⁸, farklı mesleki deneyime sahip iki uygulayıcı ile yürüttükleri çalışmalarında postoperatif hassasiyet gelişimini gözlemlemiş, çok basamaklı adeziv sistemlerin kullanıldığı grupta postoperatif hassasiyet gelişiminde uygulayıcının deneyiminin önemli bir rol oynadığını bildirmişlerdir. Aynı çalışma sonuçlarına göre daha az deneyimli klinisyenlerin postoperatif hassasiyet gelişme riskini en aza indirmek için self etch adeziv sistemler gibi işlem basamakları azaltılmış teknikleri tercih etmeleri gerektiği önerilmiştir²³⁸. Uygulayıcıya bağlı değişkenleri en aza indirmek amacıyla, yaptığımız bu çalışmada gerçekleştirilen her restorasyon deneyimli tek bir hekim tarafından ve rubber dam izolasyonu altında gerçekleştirilmiştir. Takip randevularında yapılan hassasiyet testleri ise hangi restoratif işlemin yapıldığını bilmeyen, çalışmaya kör olan bir başka deneyimli hekim tarafından uygulanmıştır.

Posterior restorasyon uygulamalarını takiben %30'a varan düzeylerde postoperatif hassasiyet geliştiği öne sürülmüş ve kimi çalışmalarda bu komplikasyondan total etch adezivler sorumlu tutulmuştur^{135,275-277}. Self etch

adezivlerde smear tabakasının tamamen kaldırılmadan hibrit tabakaya dahil edilmesi postoperatif hassasiyetin bu tür adezivlerde daha az olması ile ilişkilendirilmiştir.¹⁸⁹ Bu iddia self etch adezivlerde işlem basamaklarının daha az olması sayesinde azalan teknik hassasiyete bağlanmaktadır ve self etch adezivlerin postoperatif hassasiyet açısından daha güvenli olabileceği izlenimine sebep olmuştur^{186,187}. Bazı çalışmalar bu izlenimi destekliyor olsa da total etch ve self etch adezivler arasında postoperatif hassasiyet yönünden fark olmadığını bildiren çalışmalar çoğunluktadır²⁷⁸⁻²⁸¹. Casselli ve ark.¹³⁷, total etch ve self etch adezivlerin postoperatif hassasiyet yönünden incelemiş, test ettikleri iki grup arasında anlamlı bir fark izlememiştir. Perry ve ark.²⁸², 36 hastaya 1 mm derinliğindeki restorasyonları 4 farklı adeziv sistem ile uygulamış ve 4 adeziv materyalin de 30 günlük takip süresi sonunda klinik olarak kabul edilebilir performans gösterdiğini bildirmişlerdir. Swift ve ark.²⁸³ ise self etch adeziv Xeno III ve total etch adeziv olan OptiBond Solo Plus' ı değerlendirdikleri bir çalışmada postoperatif hassasiyeti farklı zamanlarda incelemiş ve iki grup arasında hiçbir kontrol zamanında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Reis ve ark.²⁶⁴ ise self etch (SE) ve total etch (TE) adeziv tekniklerinde postoperatif hassasiyet riski ve yoğunluğu üzerine yapılmış çalışmalarını derledikleri bir meta-analiz gerçekleştirmiş ve posterior kompozit rezin restorasyonlar için adeziv tekniğin (TE veya SE) postoperatif hassasiyet riskini ve yoğunluğunu etkilemeyeceği sonucuna ulaşmışlardır.

Bu çalışmalar^{190,282,283} sonuç yönünden yaptığımız bu çalışmaya benzer olsa da kullanılan adeziv materyaller bakımından çalışmamızdan farklıdır. Bu çalışmalarda kullanılan adezivler çoğunlukla, üç basamaklı total etch ve iki basamaklı self etch adezivlerdir. Bizim çalışmamızda kullanılan adeziv, her adeziv teknikle kullanılabilen ve multimod adezivler olarak da adlandırılan üniversal bir adeziv materyaldir. Çalışmamızda kullanılan üniversal adeziv rezin, total etch ve self etch tekniği ile uygulanmış ve postoperatif hassasiyet gelişimi incelenmiştir.

Postoperatif hassasiyet, üniversal adezivlerin total etch tekniği ile dentine fosforik asit uygulamasının sebep olduğu komplikasyonlardan olduğu bildirilmektedir²⁷⁵⁻²⁷⁷. Bu komplikasyona fosforik asidin dentin ve minede smear tabakasını tamamen kaldırmasıyla dentin tübüllerinin kanal ağzlarının açılması sebebiyle başlayan sıvı hareketliliği ve artan dentin geçirgenliği sebep olarak gösterilmiştir¹⁸⁵.

Lopes ve ark.²⁸⁴, universal bir adeziv olan Xeno Select (Dentsply) kullanılarak total etch ve self etch tekniklerini karşılaştırdıkları bir randomize kontrollü klinik çalışmada iki teknik arasında postoperatif hassasiyet açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar bu çalışmada çürüksüz servikal lezyonlara restorasyon uygulamış ve postoperatif hassasiyet takibini başlangıç ve 6. ayda yapmışlardır. Çalışma sonuçları itibariyle çalışmamızla benzerlik gösterse de çürüksüz servikal lezyonlarda yapılması nedeniyle çalışmamızdan farklıdır.

Mena-Serrano²⁸⁵, de Paris Matos²⁸⁶, Perdigão²⁸⁷ ve Loguercio¹⁰ ise Scotchbond Universal adeziv kullanarak total etch ve self etch adeziv teknikleri ile nemli ve kuru dentine bağlanmanın adezivin klinik davranışı üzerindeki etkisini incelemiş; 6 ay, 18 ay, 36 ay ve 5 yıllık kontroller sonunda 4 çalışma grubu arasında postoperatif hassasiyet açısından anlamlı bir fark gözlemlenmemişlerdir. Bu dört çalışma^{10,285-287} Scotchbond Universal adeziv kullanarak nemli ve kuru dentine bağlanmada postoperatif hassasiyeti incelemişlerdir. Bu bakımdan çalışmamızla karşılaştırılabilir sonuçları vardır. Fakat bir çok bakımdan yaptığımız çalışma ile farklılık göstermektedirler. Bizim çalışmamızda tüm restorasyonlar için dentinde üretici talimatlarına uygun olarak hafifçe kurutma yapılmıştır. Ayrıca bu dört çalışmada^{10,285-287} restorasyonlar 36. aya kadar takip edilmiştir. Oysa postoperatif hassasiyetin restorasyon uygulandıktan sonra kısa dönemde izlenen bir komplikasyon olduğu bildirilmiştir¹. Bu sebeple kendi çalışmamızda takip süresi en fazla 14 gün olarak belirlenmiştir. 14. günün sonunda önemli bir bulgu olarak hiçbir restorasyonda postoperatif hassasiyet izlenmemiştir.

Yine başka bir çalışmada Carvalho ve ark.²⁸⁸, Scotchbond Universal adezivi farklı adeziv tekniklerle (total etch-self etch-selektif etch) sınıf I ve II kavitelere test etmişlerdir. Yazarlar²⁸⁸ adeziv tekniğin postoperatif hassasiyeti etkilemediğini bildirseler de derin kavitelere rezinle modifiye cam iyonomer kaide ve kalsiyum hidroksit liner kullanılmış olması postoperatif hassasiyet gelişimini etkileyebileceğinden sonuçlar tartışmalıdır. Restorasyon altında kaide veya liner kullanımı postoperatif hassasiyet gelişimini direkt olarak etkileyebileceğinden çalışmamızda kuafaj ihtiyacı oluşan dişler hariç tutulmuş, 1/3 derin dentinde yer alan kaviteleler çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çakır ve ark.²⁸⁹, sınıf I kavitelere 5 farklı universal adezivi (Prime&Bond Elect Universal, Single Bond Universal, All-Bond Universal, Clearfil Universal Bond, Gluma Bond Universal) self etch ve total etch tekniği ile uygulayarak restorasyonları

çiğneme ve soğuk uyanlarla postoperatif hassasiyet açısından değerlendirmişlerdir. 7.gün ve 24. aydaki takip sonuçlarına göre, her iki teknik için de adezivler arasında postoperatif hassasiyet yönünden anlamlı fark görülmemiştir. Çakır ve ark.'ın çalışmasının sonuçları bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. Ancak bizim çalışmamızda aynı zamanda sınıf II kavite test edilmiştir. Ayrıca çalışmamızda aynı universal adeziv total ve self etch teknikleriyle ve hem geleneksel hem de bulk-fill kompozitlerle kullanılmıştır. Ancak bu sonuçları etkilememiştir.

Costa ve ark.²⁹⁰, çürüksüz servikal lezyonlarda Single Bond Universal adezivi total ve self etch tekniği ile test etmişler; 6, 12, 18, ve 24 aylık periyotlarda postoperatif hassasiyet için istatistiksel olarak anlamlı herhangi bir fark bildirmemişlerdir.

Aynı şekilde Atalay ve ark.²⁹¹, Single Bond Universal adeziv kullandıkları çalışmalarında çürüksüz servikal lezyonlarda total ve self etch teknikleriyle 165 restorasyon gerçekleştirmiş ve başlangıç (7.gün), 6-12-24 ve 36 aylık kontrollerde herhangi bir zaman diliminde veya grupta postoperatif hassasiyet açısından anlamlı fark gözlenmediklerini bildirmişlerdir.

Costa²⁹⁰ ve Atalay²⁹¹'in çalışmalarında uzun takip süreleri postoperatif hassasiyet görülmemesini açıklayabilir. Daha önce de belirtildiği gibi postoperatif hassasiyet restoratif işlemi takiben kısa süre sonra izlenen bir komplikasyondur ve uzun süreli takipler postoperatif hassasiyet tanımına uymamaktadır. Ayrıca her iki çalışma^{290,291} da çürüksüz servikal lezyonlara bağlanma sağlandığından çalışmamızla farklılık göstermektedir. Çünkü sklerotik dentine rezin materyalin penetrasyonu sağlam dentinden daha azdır, bu da bağlanma kuvvetini değiştirerek hassasiyet oluşumu gibi komplikasyonların gelişimini etkilemektedir²⁵¹.

Ma ve ark.²⁹², universal adezivler için total etch, selektif etch ve self etch tekniklerin 12 aydan uzun takiplerdeki etkinliğini yaptıkları bir meta analizle karşılaştırmıştır. Meta analizde 1998'den 2022'ye kadar yayınlanan çalışmalar derlenmiş, total etch protokolü ile tamamlanan restorasyonların estetik ve fonksiyonel sonuçlarının self etch stratejisi ile elde edilenlerden daha üstün olduğunu fakat postoperatif hassasiyet söz konusu olduğunda total etch protokolü ile karşılaştırıldığında hem selektif etch hem de self etch protokolünde önemli ölçüde farklı duyarlılıkla sonuçlanmadığını bildirmişlerdir. Bu meta-analizine dahil edilen 16 randomize kontrollü çalışmadan 11'i, karşılaştırılan üç adeziv teknik için (total etch, selektif etch ve self etch) Scotchbond Universal Adeziv veya Single Bond Universal kullanmıştır. Bu sebeple; bu çalışmaların genellenebilirliği adeziv materyalin

etkinliğine bağlı olduğu için sınırlıdır. Ayrıca dahil edilen çalışmalarda çok çeşitli restoratif materyaller kullanılması postoperatif hassasiyeti etkileyeceğinden elde edilen sonuç sadece adeziv protokole bağlanamamaktadır. Meta analize dahil edilen 16 çalışmanın 13 tanesi çürüksüz servikal lezyonlarla gerçekleştirildiğinden çürük varlığı ve adezyon yüzeyini oluşturan dentin dokusunun özelliklerinin hassasiyete etkisi de incelenememiştir.

Tüm bu çalışmalara benzer olarak bizim yaptığımız bu randomize klinik çalışmada G2 Universal Bond adeziv materyali total etch ve self etch teknikleri ile uygulanmış ve kaviteler posterior kompozit rezin restorasyonlar ile tamamlanmıştır. Restorasyonlar 1, 7 ve 14. günlerde soğuk, hava ve çiğneme uyarınları uygulanmış ve postoperatif hassasiyet gelişimi takip edilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre test grupları arasında herhangi bir zaman veya uyarana karşı postoperatif hassasiyet açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir.

Çalışmanın sonuçlarına göre adeziv teknikler arasında anlamlı fark olmamasına rağmen ölçüm zamanları kendi içinde değerlendirildiğinde; çiğneme uyarınlı testinde 14. gün ölçülen VAS değerinin diğer günlere kıyasla anlamlı biçimde daha düşük olduğu görülmüştür. Hava uyarınlı testi için ise kontrol dönemlerinde GTE ve BTE gruplarında zamanlar arası anlamlı fark bulunmazken, GSE ve BSE grubunda 7 ve 14. günlerdeki VAS skorlarının başlangıç değerlendirme zamanlarına kıyasla anlamlı biçimde daha düşük olduğu gözlenmiştir. Soğuk uyarınlı testinde ise VAS skorlarının sadece GSE ve BTE gruplarında ve 14. günde skorların başlangıç skorlarından anlamlı biçimde daha düşük olduğu görülmüştür. Tüm gruplarda ortalama değerlere bakıldığında VAS skorlarının zamanla azaldığı görülmektedir. Bu sonuç benzer çalışmalarda uyumludur^{121,293}.

Bulk-fill kompozitlerin tüm avantajlarının yanı sıra uygulama sonrası postoperatif hassasiyet gelişimini nasıl etkileyeceği de pek çok araştırmaya konu olmuştur^{16,236,294,295}. Bayraktar ve ark.¹⁶, Clearfil Photo Posterior, Filtek Bulk-Fill Flowable, Filtek P60, Tetric EvoCeram Bulk-Fill ve SonicFill kompozitlerin sınıf II restorasyonda bir yıllık klinik takibini gerçekleştirmiş ve test edilen gruplar arasında postoperatif hassasiyet açısından anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada her kompozit materyal için üretici firmanın tavsiye ettiği dentin bağlatıcı kullanılmıştır. Çalışma bu yönüyle çalışmamızdan ayrılmaktadır. Restorasyonlar hem molar hem premolar dişlere uygulanmıştır. Bu da kavite genişliği değişkenine bağlı olarak polimerizasyon büzülmesini ve postoperatif hassasiyeti etkileyebilmektedir.

Ayrıca sadece sınıf II tip kavite hazırlanmış olsa da kavite derinliği göz önünde bulundurulmamış ve derin kavite olduğunda kalsiyum hidroksit liner kullanılmıştır. Bu da postoperatif hassasiyet izlenmemesinin bir nedeni olabileceği kanaatindeyiz.

Doğan ve ark.²⁹⁴, benzer şekilde Quixfill ile Gradia Direct Posterior kompozitleri ile tamamladıkları restorasyonların klinik performanslarını 7 gün, 3-6 ve 12 aylık periyotlarda karşılaştırmış, bir Quixfill restorasyonunda postoperatif hassasiyet gözlenmesine rağmen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Ancak bu çalışmada dentin bağlayıcı G bond ve Xeno V' i self etch teknikleri ile kullanmışlardır. Bayraktar¹⁶'dan farklı olarak bu çalışma kavite derinliğini küçük ve orta derinlik olarak sınıflandırmıştır. Bu çalışma²⁹⁴ dahil edilen kavite boyutları açısından bizim çalışmamızla benzer olmasına rağmen her kompozit için farklı adeziv materyaller kullanılması bakımından çalışmamız ile farklıdır. Yine de bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamız ile örtüşmektedir.

Yine Quixfil (Dentply, Germany) kullanılan bir çalışmada Çelik ve ark.²⁹⁶⁻²⁹⁸ bulk-fill kompozit ve nanohibrit bir kompozit (Grandio, Voco GmbH, Germany) ile 82 restorasyon uygulamıştır. 1., 2. ve 3. yıllarda kontrol edilen restorasyonların hiçbirinde postoperatif hassasiyet izlenmemiştir. Restorasyonlar sınıf I ve II tip kavitelere, Futurabond ve Xeno III dentin bağlayıcıları kullanılarak self etch tekniği ile uygulanmıştır. Çelik ve ark. düşük postoperatif hassasiyetin kullandıkları self etch adeziv sistemden kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir. Sonuçlar bakımından çalışmamıza benzese de bu çalışmada farklı dentin bağlayıcılar kullanılması, farklı kavite tiplerinin dahil edilmesi ve total etch tekniği kullanılmaması ile çalışmamızdan ayrılmıştır. Bizim çalışmamızda tek universal adeziv total ve self etch teknikleri ile sadece sınıf II kavitelere uygulanmıştır.

Çolak ve ark.²⁹⁵, Tetric EvoCeram bulk-fill kompozit ve Tetric EvoCeram universal nanohibrit geleneksel kompoziti premolar ve molar dişlerdeki sınıf II kavitelere karşılaştırdıkları çalışmalarında; iki basamaklı self etch bir adeziv (AdheSE Bond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanmışlardır. Başlangıç , 6 ve 12 aylık değerlendirmelerde gruplar arasında postoperatif hassasiyet bakımından anlamlı fark izlenmeyen çalışmada bunun derin ve çok derin kavitelere kalsiyum hidroksit liner ve/veya rezinle modifiye cam iyonomer kaide kullanılmasının bir sonucu olabileceği bildirilmiştir. Çolak ve ark.'ın bu çalışması uzun takip süreleri ve total etch adeziv kullanılmaması yönüyle çalışmamızdan ayrılmaktadır. Ayrıca

bizim çalışmamız kavite boyutunu standardize etmek ve polimerizasyon büzülmesini kontrol edebilmek amacıyla sadece premolar dişlerde yürütülmüştür.

Costa ve ark.²³⁶ın çift kör, randomize klinik çalışmasında, split mouth çalışma modeli ile iki farklı adeziv strateji (self etch ve total etch) ve iki farklı yerleştirme tekniğini (inkremental ve bulk-fill) test ederek kullanılarak yapılan posterior kompozit rezin restorasyonlarda postoperatif hassasiyet incelemişlerdir. Metodolojik olarak çalışmamıza en yakın çalışma olan bu çalışmada dentin bağlayıcı olarak Tetric N-Bond (Ivoclar Vivadent) veya self-etch Tetric N-Bond SE; kompozit rezin olarak Tetric N-Ceram Bulk Fill kullanılmıştır. Yazarlar postoperatif hassasiyetin adeziv strateji (total etch/self etch) veya yerleştirme tekniğinden (inkremental/bulk-fill) etkilenmediği sonucunu bildirmişlerdir. Bu  alışma farklı adezivler kullanıldığı için çalışmamızdan farklıdır. Ancak uyaran tipi, takip günleri ve kullanılan adeziv teknik ve kompozit materyaller bakımından çalışmamıza oldukça yakındır. Bu  alışma sonuçlar bakımından da çalışmamızla benzerdir. Fakat bu çalışmada restorasyonlar kalibre edilmiş dört ayrı hekim tarafından uygulanmıştır. Uygulayıcı deneyiminin postoperatif hassasiyet gelişimini etkilediği düşünüldüğünde farklı uygulayıcıların bulunduğu çalışmalarda kalibrasyonun önemi göz önünde bulundurulmalıdır. Bu  alışmada²³⁶ ayrıca hava, soğuk ve çiğneme uyaranlarına karşı postoperatif hassasiyet değerlendirmesini hastanın kendisinin yapmasını istemiştir. Bu durumun da sonuçları etkileyeceğini düşünmekteyiz.

Costa ve ark.²³⁶, ayrıca bu çalışmada kavite derinliği ile postoperatif hassasiyet arasında anlamlı bir ilişki olmadığını belirtmiştir. Çalışmamızda ise kavite derinliği ile postoperatif hassasiyet arasındaki ilişki incelenmiş ve soğuk uyaran grubu sonuçlarına göre; total etch bulk-fill grubunun 1. ve 7. gün VAS değerleri ve total etch geleneksel kompozit grubunun başlangıç günündeki VAS değerleri ile kalan dentin kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı negatif yönde orta düzeyde bir ilişki bulunmuş, kalan dentin kalınlığı azaldığında bu gruplar için VAS değerleri arttığı görülmüştür. Aynı şekilde çiğneme uyaran grubu sonuçlarına göre; self etch geleneksel grubunda 7. gündeki VAS değerleri ile kalan dentin kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı negatif yönde orta düzeyde bir ilişki bulunmuştur. Diğer grup, uyaran ve zamanlarda ise kalan dentin kalınlığı VAS değerlerini etkilememiştir.

Yaptığımız randomize, klinik çalışmada hipotezlerimizden biri kompozit rezin yerleştirilme tekniğinin postoperatif hassasiyeti etkilemeyeceği yönündeydi. Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre bulk-fill tekniğiyle yerleştirilen Tetric

PowerFill kompozit ile inkremental teknikle yerleştirilen geleneksel mikrohibrit kompozit G-aenial Posterior kompozit arasında postoperatif hassasiyet açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu sebeple; üniversal adezivin, yerleştirme tekniğinden bağımsız olarak postoperatif hassasiyeti etkilemeyeceğı yönündeki hipotezimiz kabul edilmiştir.

6. SONUÇLAR:

“Posterior Kompozit Rezin Restorasyonlarda Postoperatif Hassasiyetin İncelenmesi: Randomize Klinik Çalışma” isimli tez çalışmamızda şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Total etch ve self etch uygulanan gruplar arasında postoperatif hassasiyet gelişimi açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Geleneksel kompozit ve bulk-fill kompozit uygulanan gruplar arasında postoperatif hassasiyet açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Soğuk, hava ve çiğneme uyaranlarına karşı gruplar arasında postoperatif hassasiyet açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- İstatistiksel olarak anlamalı olmasa da ortalama değerlere bakıldığında hassasiyet skorlarının zamanlar arasında giderek azaldığı görölmektedir.
- Kalan dentin kalınlığı postoperatif hassasiyeti etkileyebilmektedir.

KAYNAKÇA

1. Burke FJ, Cheung SW, Mjör IA, Wilson NH. Reasons for the placement and replacement of restorations in vocational training practices. *Prim Dent Care*. 1999;6(1):17-20.
2. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int*. 1986;17(2):103-111.
3. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil*. 1998;25(6):436-442.
4. Douglas WH, Fields RP, Fundingsland J. A comparison between the microleakage of direct and indirect composite restorative systems. *J Dent*. 1989;17(4):184-188.
5. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(1):15-26; quiz 28, 40.
6. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*. 2012;40(6):475-484.
7. Muñoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, et al. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent*. 2015;40(3):282-292.
8. Michaud PL, Brown M. Effect of universal adhesive etching modes on bond strength to dual-polymerizing composite resins. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):657-662.
9. Lawson NC, Robles A, Fu CC, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *J Dent*. 2015;43(10):1229-1234.
10. Loguercio AD, de Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigão J. A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *J Dent*. 2015;43(9):1083-1092.
11. Jung JH, Park SH. Comparison of Polymerization Shrinkage, Physical Properties, and Marginal Adaptation of Flowable and Restorative Bulk Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent*. 2017;42(4):375-386.
12. Barceleiro MO, Soares GM, Espindola O, Kahn S, Pola Poiate IA, Sampaio Filho HR. Low-shrinkage composites: an in vitro evaluation of sealing ability after occlusal loading. *Gen Dent*. 2015;63(3):e36-40.
13. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*. 2012;28(5):521-528.
14. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):227-235.
15. van Dijken JW, Pallesen U. Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *J Dent*. 2016;51:29-35.
16. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *J Investig Clin Dent*. 2017;8(2).
17. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi; 2000.
18. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences; 2006.
19. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849-853.

20. Schulein TM. Significant events in the history of operative dentistry. *J Hist Dent.* 2005;53(2):63-72.
21. Alla RK. Dental materials science. Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Limited; 2013.
22. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.
23. Ritter AV. Sturdevant's art & science of operative dentistry-e-book. Elsevier Health Sciences; 2017.
24. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater.* 2006;22(12):1143-1149.
25. Fróes-Salgado NR, Gajewski V, Ornaghi BP, et al. Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology.* 2015;103(2):160-168.
26. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences; 2012.
27. O'brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.
28. Ferracane JL. Materials in dentistry: principles and applications. Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
29. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am.* 1981;25(2):219-239.
30. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999(25):S4-15; quiz S73.
31. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.* 1993;24(9):641-658.
32. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994;125(6):687-701.
33. Neumann MG, Miranda WG, Jr., Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005;33(6):525-532.
34. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials.* 2005;26(25):5095-5103.
35. Nicholson JW. The chemistry of medical and dental materials. Vol 7: Royal Society of Chemistry; 2020.
36. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.* 2010;89(6):549-560.
37. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):465-479.
38. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia.* 2010;120(11):972-986.
39. Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1090-1101.
40. McCabe JF, Walls AW. Applied dental materials. John Wiley & Sons; 2013.
41. Craig RG. Restorative dental materials. 1989.
42. Mahn E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral.* 2013;6(3):148-153.

43. Cekic-Nagas I, Ergun G. Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *Journal of applied oral science*. 2011;19:403-412.
44. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarle Z, Music S, Negovetic Mandic V. Composite photopolymerization with diode laser. *Oper Dent*. 2007;32(3):279-284.
45. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc*. 1999;65(8):447-450.
46. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ, Jr. Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent*. 1999;11(5):234-249.
47. Khurshid Z, Zafar M, Qasim S, Shahab S, Naseem M, AbuReqaiba A. Advances in nanotechnology for restorative dentistry. *Materials*. 2015;8(2):717-731.
48. Li Y, Swartz M, Phillips R, Moore B, Roberts T. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *Journal of Dental Research*. 1985;64(12):1396-1403.
49. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-1390.
50. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*. 1999;30(4):249-257.
51. Geck M, Deubzer B, Schmidt M, Baumann F. Monodisperse soluble organopolysiloxane particles. In: Google Patents; 1998.
52. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences; 2012.
53. Demirci M, Tuncer S, Öztaş E, Tekçe N, Uysal Ö. A 4-year clinical evaluation of direct composite build-ups for space closure after orthodontic treatment. *Clin Oral Investig*. 2015;19(9):2187-2199.
54. Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dent Mater J*. 2009;28(5):620-626.
55. Bayne S, Thompson J. *Biomaterials in Sturdevant S, Heymann HO, Edward J, Swift JR. Art & science operative dentistry*. 2006:182-186.
56. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal-Canadian Dental Association*. 2003;69(8):516-521.
57. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, et al. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech*. 2012;75(6):758-765.
58. Javaheri DS. Replacement of an anterior tooth with a fiber-reinforced resin bridge. *Compend Contin Educ Dent*. 2001;22(1):68-70, 72, 74.
59. Brackett WW, Covey DA. Resistance to condensation of 'condensable' resin composites as evaluated by a mechanical test. *Oper Dent*. 2000;25(5):424-426.
60. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*. 2000;16(1):33-40.
61. Leinfelder KF, Radz GM, Nash RW. A report on a new condensable composite resin. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19(3):230-232, 234, 236-237.
62. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*. 2000;131(3):375-383.

63. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil.* 2011;38(4):295-314.
64. Altunsoy M, Botsali MS, Sari T, Onat H. Effect of different surface treatments on the microtensile bond strength of two self-adhesive flowable composites. *Lasers Med Sci.* 2015;30(6):1667-1673.
65. Celik C. Güncel Kompozit Rezin Sistemler. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences.* 2017;3:128-137.
66. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater.* 2013;29(2):221-230.
67. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21(1):68-74.
68. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, et al. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2002;18:413-421.
69. Ardu S, Braut V, Uhac I, Benbachir N, Feilzer AJ, Krejci I. A new classification of resin-based aesthetic adhesive materials. *Coll Antropol.* 2010;34(3):1045-1050.
70. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. *MRS Online Proceedings Library (OPL).* 1994;346.
71. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):185-193.
72. Ünlü N, AR Ç. Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2008;14(3):156-167.
73. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J.* 2008;27(3):315-339.
74. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater.* 2004;20(9):789-795.
75. Yap AU, Tham SY, Zhu LY, Lee HK. Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Oper Dent.* 2002;27(3):259-265.
76. Xu HH, Weir MD, Sun L. Calcium and phosphate ion releasing composite: effect of pH on release and mechanical properties. *Dent Mater.* 2009;25(4):535-542.
77. GÖKÇE K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2005;2005(3):52-60.
78. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of dentistry.* 1999;27(4):279-283.
79. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater.* 2003;19(6):449-457.
80. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent.* 2007;35(9):731-736.
81. Quinn GD, Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses.* Vol 960: National Institute of Standards and Technology Washington, DC; 2007.
82. AYDIN N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Topçu FT, Demir F. Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal.* 2019;6(2):229-238.

83. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008;24(11):1501-1505.
84. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013;38(6):618-625.
85. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 2014;39(4):441-448.
86. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.* 2014;39(4):374-382.
87. Lima RBW, Troconis CCM, Moreno MBP, Murillo-Gómez F, De Goes MF. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(6):492-501.
88. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent.* 2015;40(2):190-200.
89. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater.* 2012;28(8):928-935.
90. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig.* 2014;18(8):1991-2000.
91. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites--changes at 24 hours post cure. *Oper Dent.* 2015;40(3):E92-101.
92. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014;30(2):149-154.
93. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig.* 2015;19(4):831-840.
94. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater.* 2011;27(4):348-355.
95. Zorzini J, Maier E, Harre S, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater.* 2015;31(3):293-301.
96. ERSOY M, Emre Ö, GÖKÇE K. Farkli uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2007;2007(1):28-31.
97. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017;31(suppl 1):e61.
98. Çelik Ç, Yonca Ö. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 2008;2(2):109-115.
99. Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: past, present, and future. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995).* 2002;23(9 Suppl 1):18-24.
100. Jiménez-Planas A, Martín J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int.* 2008;39(2):e74-84.
101. Lindberg A. Resin composites: sandwich restorations and curing techniques, *Odontologi*; 2005.
102. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and

- halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J.* 2002;193(8):459-463; discussion 455.
103. Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.* 2003;28(6):707-715.
 104. Hackman S, Pohjola R, Rueggeberg FA. Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Operative dentistry.* 2002;27(6):593-599.
 105. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(10):889-892, 894, 896 passim; quiz 908.
 106. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Brazilian oral research.* 2004;18:271-275.
 107. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002;27(6):636-638.
 108. Uctasli S, Shortall AC, Burke FJ. Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *Am J Dent.* 2002;15(3):153-158.
 109. Park SH, Noh BD, Cho YS, Kim SS. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Oper Dent.* 2006;31(1):3-10.
 110. Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update.* 2010;37(4):214-216, 218-220, 223-217.
 111. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2006;27(2):117-124.
 112. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(10):1471-1479.
 113. Ishikiriyama SK, Valeretto TM, Franco EB, Mondelli RFL. The influence of "C-factor" and light activation technique on polymerization contraction forces of resin composite. *Journal of Applied Oral Science.* 2012;20:603-606.
 114. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental materials.* 2005;21(10):962-970.
 115. Mantri SP, Mantri SS. Management of shrinkage stresses in direct restorative light-cured composites: a review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2013;25(5):305-313.
 116. Weig K, Magalhães Filho T, Neto CC, Costa M. Evaluation of polymerization shrinkage of dental composites by an optical method. *Materials Science and Engineering: C.* 2015;47:70-76.
 117. Amore R, Pagani C, Youssef MN, Anauate Netto C, Lewgoy HR. Polymerization shrinkage evaluation of three packable composite resins using a gas pycnometer. *Pesquisa Odontológica Brasileira.* 2003;17:273-277.
 118. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *The journal of the american dental association.* 2002;133(10):1387-1398.
 119. Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress—is it clinically meaningful? *Dental materials.* 2016;32(1):1-10.

120. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. *J Dent*. 2001;29(1):7-13.
121. Briso AL, Mestrener SR, Delício G, et al. Clinical assessment of postoperative sensitivity in posterior composite restorations. *Oper Dent*. 2007;32(5):421-426.
122. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech*. 2010;2010.
123. Davidson CL. Resisting the curing contraction with adhesive composites. *J Prosthet Dent*. 1986;55(4):446-447.
124. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater*. 1991;7(2):107-113.
125. Vasquez D. A New-Generation Bulk-Fill composite for Direct Posterior Restorations. *Inside Dentistry*. 2012;8(5):23-31.
126. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*. 2002;29(12):1165-1173.
127. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent*. 2001;26(4):406-411.
128. Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent*. 1998;26(2):165-171.
129. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dental Materials*. 1998;14(2):106-111.
130. Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34(1):12-14, 16, 18; quiz 20, 30.
131. Brännström M. Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc*. 1992;88 Suppl 1:7-13.
132. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater*. 2001;17(5):430-444.
133. Bryant RW, Mahler DB. Modulus of elasticity in bending of composites and amalgams. *J Prosthet Dent*. 1986;56(2):243-248.
134. Burrow MF, Banomyong D, Harnirattisai C, Messer HH. Effect of glass-ionomer cement lining on postoperative sensitivity in occlusal cavities restored with resin composite--a randomized clinical trial. *Oper Dent*. 2009;34(6):648-655.
135. Stangel I, Barolet RY. Clinical evaluation of two posterior composite resins: two-year results. *J Oral Rehabil*. 1990;17(3):257-268.
136. Brännström M. The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. *J Endod*. 1986;12(10):475-481.
137. Casselli DS, Martins LR. Postoperative sensitivity in Class I composite resin restorations in vivo. *J Adhes Dent*. 2006;8(1):53-58.
138. Kim ME, Park SH. Comparison of premolar cuspal deflection in bulk or in incremental composite restoration methods. *Oper Dent*. 2011;36(3):326-334.
139. Kim M, Park S. Comparison of Premolar Cuspal Deflection in Bulk or in Incremental Composite Restoration Methods. *Operative Dentistry*. 2011;36(3):326-334.
140. Hirata K, Nakashima M, Sekine I, Mukouyama Y, Kimura K. Dentinal fluid movement associated with loading of restorations. *J Dent Res*. 1991;70(6):975-978.

141. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Arch Oral Biol.* 2000;45(12):1033-1041.
142. Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater.* 2004;20(6):535-542.
143. Lee SY, Park SH. Correlation between the amount of linear polymerization shrinkage and cuspal deflection. *Oper Dent.* 2006;31(3):364-370.
144. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater.* 1993;9(1):6-10.
145. Lee M-R, Lee I-B, Seok C-I, Lee S-T, Um C-M. Influence of cavity size and restoration methods on the cusp deflection in composite restoration. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry.* 2004;29(6):532-540.
146. Meredith N, Setchell DJ. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent.* 1997;25(3-4):331-337.
147. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech.* 2001;34(10):1269-1277.
148. Cara RR, Fleming GJ, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent.* 2007;35(6):482-489.
149. Fleming GJ, Khan S, Afzal O, Palin WM, Burke FJ. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *J Dent.* 2007;35(2):97-103.
150. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res.* 1996;75(3):871-878.
151. Segura A, Donly KJ. In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. *J Oral Rehabil.* 1993;20(5):495-499.
152. dos Santos GO, dos Santos ME, Sampaio EM, Dias KR, da Silva EM. Influence of C-factor and light-curing mode on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent.* 2009;34(5):544-550.
153. Opdam NJ, Feilzer AJ, Roeters JJ, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *Am J Dent.* 1998;11(5):229-234.
154. Tjäderhane L. Dentin bonding: can we make it last? *Oper Dent.* 2015;40(1):4-18.
155. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. *Dent Mater.* 2002;18(4):295-303.
156. Auschill TM, Koch CA, Wolkewitz M, Hellwig E, Arweiler NB. Occurrence and causing stimuli of postoperative sensitivity in composite restorations. *Oper Dent.* 2009;34(1):3-10.
157. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997;25(6):435-440.
158. Lokhande NA, Padmai AS, Rathore VP, Shingane S, Jayashankar DN, Sharma U. Effectiveness of flowable resin composite in reducing microleakage - an in vitro study. *J Int Oral Health.* 2014;6(3):111-114.

159. Dunne SM, Millar BJ. Effect of distance from curing light tip to restoration surface on depth of cure of composite resin. *Prim Dent Care*. 2008;15(4):147-152.
160. Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater*. 1998;14(6):417-423.
161. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater*. 2007;23(3):288-295.
162. Hyun J, Park S. Comparison of cuspal deflection according to different placement techniques of composite resin. Master's Thesis of the Graduate School Yonsei University. 2006.
163. Rees JS, Jagger DC, Williams DR, Brown G, Duguid W. A reappraisal of the incremental packing technique for light cured composite resins. *J Oral Rehabil*. 2004;31(1):81-84.
164. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent*. 2003;31(6):437-444.
165. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater*. 2005;21(4):324-335.
166. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003;14(1):13-29.
167. Jameson MW, Hood JA, Tidmarsh BG. The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. *J Biomech*. 1993;26(9):1055-1065.
168. Kahler B, Swain MV, Moule A. Fracture-toughening mechanisms responsible for differences in work to fracture of hydrated and dehydrated dentine. *J Biomech*. 2003;36(2):229-237.
169. Wood JD, Wang R, Weiner S, Pashley DH. Mapping of tooth deformation caused by moisture change using moiré interferometry. *Dent Mater*. 2003;19(3):159-166.
170. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*. 1994;10(2):91-93.
171. Van der Graaf ER, Ten Bosch JJ. Changes in dimensions and weight of human dentine after different drying procedures and during subsequent rehydration. *Arch Oral Biol*. 1993;38(1):97-99.
172. Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW. Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am J Dent*. 2002;15(2):97-102.
173. DH. P. Dentin permeability. . In: Spangberg LSW, editor *Experimental endodontics* Boca Raton: CRS Press; 1990. 1990.: p. 19-49.
174. Brannstrom M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod*. 1986;12(10):453-457.
175. Pashley DH, Matthews WG, Zhang Y, Johnson M. Fluid shifts across human dentine in vitro in response to hydrodynamic stimuli. *Arch Oral Biol*. 1996;41(11):1065-1072.

176. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res.* 1990;69(1):36-39.
177. Bowen RL, Rapson JE, Dickson G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res.* 1982;61(5):654-658.
178. Hirasawa T, Hirano S, Hirabayashi S, Harashima I, Aizawa M. Initial dimensional change of composites in dry and wet conditions. *J Dent Res.* 1983;62(1):28-31.
179. Hansen EK, Asmussen E. Marginal adaptation of posterior resins: effect of dentin-bonding agent and hygroscopic expansion. *Dent Mater.* 1989;5(2):122-126.
180. Braden M, Causton EE, Clarke RL. Diffusion of water in composite filling materials. *J Dent Res.* 1976;55(5):730-732.
181. Brännström M. Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. *Oper Dent.* 1984;9(2):57-68.
182. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater.* 2007;23(1):2-8.
183. Bhatti UA, Ahmed A, Javed Q. Frequency of postoperative sensitivity in posterior class I composite restorations. *Pakistan Oral and Dental Journal.* 2014;34(3).
184. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res.* 1996;75(4):1034-1044.
185. Pashley EL, Tao L, Derkson G, Pashley DH. Dentin permeability and bond strengths after various surface treatments. *Dent Mater.* 1989;5(6):375-378.
186. Gordan VV, Mjör IA. Short- and long-term clinical evaluation of post-operative sensitivity of a new resin-based restorative material and self-etching primer. *Oper Dent.* 2002;27(6):543-548.
187. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent.* 2000;25(4):324-330.
188. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *Am J Dent.* 2004;17(3):191-195.
189. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonchot EH. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *J Dent.* 1998;26(7):555-562.
190. Perdigão J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(12):1621-1629.
191. Scotti N, Bergantin E, Giovannini R, et al. Influence of multi-step etch-and-rinse versus self-etch adhesive systems on the post-operative sensitivity in medium-depth carious lesions: An in vivo study. *Am J Dent.* 2015;28(4):214-218.
192. Heins PJ, Karpinia KA, Maruniak JW, Moorhead JE, Gibbs CH. Pain threshold values during periodontal probing: Assessment of maxillary incisor and molar sites. *Journal of periodontology.* 1998;69(7):812-818.
193. Dorner TE, Muckenhuber J, Stronegger WJ, Räskey E, Gustorff B, Freidl W. The impact of socio-economic status on pain and the perception of disability due to pain. *Eur J Pain.* 2011;15(1):103-109.
194. S. E. Ağrı mekanizmaları. Birincibaskı, İstanbul; AlemdarOfset, 2000:20
2000.

195. Esen E, Ustün Y, Balcioğlu YO, Alparslan ZN. Evaluation of patient-controlled remifentanil application in third molar surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(4):457-463.
196. Jensen MP, Chen C, Brugger AM. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *J Pain.* 2003;4(7):407-414.
197. Jensen MP, Karoly P. Self-report scales and procedures for assessing pain in adults. 2011.
198. Mehta NR, Scrivani SJ, Maciewicz R. Dental and facial pain. In: *Raj's Practical Management of Pain.* Elsevier; 2008:505-527.
199. Downie WW, Leatham PA, Rhind VM, Wright V, Branco JA, Anderson JA. Studies with pain rating scales. *Ann Rheum Dis.* 1978;37(4):378-381.
200. Özler K. Does Bone Mineral Density Have an Affect on the Visual Analogue Scale Pain Score? *Turk Osteoporoz Dergisi.* 2020;26(2):75.
201. Jafarzadeh H, Abbott PV. Review of pulp sensibility tests. Part I: general information and thermal tests. *Int Endod J.* 2010;43(9):738-762.
202. Rowe AH, Pitt Ford TR. The assessment of pulpal vitality. *Int Endod J.* 1990;23(2):77-83.
203. Fuss Z, Trowbridge H, Bender IB, Rickoff B, Sorin S. Assessment of reliability of electrical and thermal pulp testing agents. *J Endod.* 1986;12(7):301-305.
204. Trowbridge HO, Franks M, Korostoff E, Emling R. Sensory response to thermal stimulation in human teeth. *J Endod.* 1980;6(1):405-412.
205. Berman LH HGDICS, Hargreaves K, editors., *Cohens's pathways of the pulp.* 10th Ed. SLME, 2-39.
206. Tekce N, Demirci M, Gokturk SA, et al. The effect of bonding and surface sealant application on postoperative sensitivity from posterior composites. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2015;49(3):1-10.
207. Ruddle CJ. Endodontic diagnosis. *Dent Today.* 2002;21(10):90-92, 94, 96-101; quiz 101, 178.
208. Cohen S, Hargreaves K. *Pathways of the pulp.* 9e druk. St Louis: Mosby. 2006.
209. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res.* 1992;71(8):1530-1540.
210. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215-235.
211. Alex G. Is total-etch dead? Evidence suggests otherwise. *Compend Contin Educ Dent.* 2012;33(1):12-14, 16-22, 24-15; quiz 26, 38.
212. do Amaral RC, Stanislawczuk R, Zander-Grande C, Michel MD, Reis A, Loguercio AD. Active application improves the bonding performance of self-etch adhesives to dentin. *J Dent.* 2009;37(1):82-90.
213. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118-132.
214. RB E. Günümüzdeki adezivlerde teknik hassasiyet: II. Kendinden Asitli Adezivler Dişhekimi Bilimsel. 2008;29:12-16.
215. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):7-34.

216. Cardoso GC, Nakanishi L, Isolan CP, Jardim PDS, Moraes RR. Bond Stability of Universal Adhesives Applied To Dentin Using Etch-And-Rinse or Self-Etch Strategies. *Braz Dent J.* 2019;30(5):467-475.
217. Perdigão J, Araujo E, Ramos RQ, Gomes G, Pizzolotto L. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *J Esthet Restor Dent.* 2021;33(1):51-68.
218. Sundfeld RH, Valentino TA, de Alexandre RS, Briso AL, Sundefeld ML. Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *J Dent.* 2005;33(8):675-681.
219. Watanabe T, Tsubota K, Takamizawa T, et al. Effect of prior acid etching on bonding durability of single-step adhesives. *Oper Dent.* 2008;33(4):426-433.
220. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):1-16.
221. Chen C, Niu LN, Xie H, et al. Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles? *J Dent.* 2015;43(5):525-536.
222. Perdigão J. Current perspectives on dental adhesion: (1) Dentin adhesion - not there yet. *Jpn Dent Sci Rev.* 2020;56(1):190-207.
223. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* 2014;42(7):800-807.
224. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent.* 2013;41(5):404-411.
225. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent.* 2014;42(5):603-612.
226. Perdigão J, Loguercio AD. Universal or Multi-mode Adhesives: Why and How? *J Adhes Dent.* 2014;16(2):193-194.
227. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, et al. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res.* 2008;87(8):757-761.
228. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004;83(6):454-458.
229. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, et al. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater.* 2010;6(9):3573-3582.
230. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26):3757-3785.
231. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, et al. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater.* 2011;7(8):3187-3195.
232. Fukegawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van Meerbeek B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *J Dent Res.* 2006;85(10):941-944.
233. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater.* 2005;21(10):895-910.
234. Cardoso RM, De Veras BML, da Silva Pedrosa M, Da Silva CHV. Clinical Evaluation of Postoperative Sensitivity in Class I Resin Composite Restorations. *Brazilian Dental Science.* 2020;23(4):8p-8p.
235. <https://www.randomizer.org/>. 2022; <https://www.randomizer.org/>.

236. Costa T, Rezende M, Sakamoto A, et al. Influence of Adhesive Type and Placement Technique on Postoperative Sensitivity in Posterior Composite Restorations. *Oper Dent*. 2017;42(2):143-154.
237. Urbaniak GC PS. Research randomizer (Version 4.0) [Computer software].. June 22 2013. <http://www.randomizer.org/>.
238. Sancakli HS, Yildiz E, Bayrak I, Ozel S. Effect of different adhesive strategies on the post-operative sensitivity of class I composite restorations. *Eur J Dent*. 2014;8(1):15-22.
239. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*. 2005;21(12):1150-1157.
240. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent*. 1992;20(3):178-182.
241. Watts DC, al Hindi A. Intrinsic 'soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mater*. 1999;15(1):39-45.
242. Gürses M, Tağtekin D, Yanikoglu F. Adeziv Sistemlerin ve Kompozit Rezin Materyallerin Derin Dentine Bağlanma Dayanımlarının İncelenmesi: in vitro çalışma. *Selcuk Dental Journal*.8(2):500-507.
243. Aşçı S. Pulpa-Dentin Kompleksi. Alatlı FC, Erdilek D, editörler. *Endodonti*. 1.Baskı.Quintessence Yayıncılık; 2014. p.25.
244. Nakabayashi N PD. Acid conditioning and hybridization of substrate. *Hybridization of Dental Hard Tissues*. Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd. 1998:85-93.
245. Van Meerbeek B IS, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. . Enamel and dentin adhesion. *Fundamentals of operative dentistry* (Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, ed). Second edition. . Carol Stream, Quintessence 178-235, . 2001.
246. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*. 1997;25(5):355-372.
247. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997;25(6):441-458.
248. Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. Marginal Integrity of Bulk Versus Incremental Fill Class II Composite Restorations. *Oper Dent*. 2016;41(2):146-156.
249. Bhatti UA. The Phenomenon of Postoperative Sensitivity and Composite Restorations-A Review. *JPDA*. 2019;28(01):34.
250. Wei S, Barkmeier W. Conference report: International symposium on adhesives in dentistry. *Journal of Dental Research*. 1992;71(1):75-77.
251. 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):515-528.
252. Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent*. 2003;31(7):469-477.
253. Tosun G, Koyuturk AE, Sener Y, Sengun A. Bond strength of two total-etching bonding systems on caries-affected and sound primary teeth dentin. *Int J Paediatr Dent*. 2008;18(1):62-69.
254. Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *J Am Dent Assoc*. 2005;136(4):477-483.

255. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent*. 2004;32(3):173-196.
256. ÜNLÜ N, ÇETİN AR, CEBE MA, GÖNLÜM Ö. Güncel self etch ve total etch adezivlerin çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;20(3):162-169.
257. Richardson PS, McIntyre IG. The difference between clinical and bitewing detection of approximal and occlusal caries in Royal Air Force recruits. *Community Dent Health*. 1996;13(2):65-69.
258. Çelik İ, Toraman M, Usalan G, Bala O. Aproximal çürük görülme sıklığının gözle muayene ve radyografik olarak değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007;24(1):25-29.
259. McComb D, Tam LE. Diagnosis of occlusal caries: Part I. Conventional methods. *J Can Dent Assoc*. 2001;67(8):454-457.
260. de Oliveira NG, Lima A, da Silveira MT, de Souza Araújo PR, de Melo Monteiro GQ, de Vasconcelos Carvalho M. Evaluation of postoperative sensitivity in restorations with self-adhesive resin: a randomized split-mouth design controlled study. *Clin Oral Investig*. 2020;24(5):1829-1835.
261. Gasqui M-A, Perard M, Decup F, et al. Place of a new radiological index in predicting pulp exposure before intervention for deep carious lesions. *Oral Radiology*. 2022;38(1):89-98.
262. Weiner RS, Weiner LK, Kugel G. Teaching the use of bases and liners: a survey of North American dental schools. *J Am Dent Assoc*. 1996;127(11):1640-1645.
263. Wegehaupt F, Betke H, Solloch N, Musch U, Wiegand A, Attin T. Influence of cavity lining and remaining dentin thickness on the occurrence of postoperative hypersensitivity of composite restorations. *J Adhes Dent*. 2009;11(2):137-141.
264. Reis A, Dourado Loguercio A, Schroeder M, Luque-Martinez I, Masterson D, Cople Maia L. Does the adhesive strategy influence the post-operative sensitivity in adult patients with posterior resin composite restorations?: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*. 2015;31(9):1052-1067.
265. Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. *Caries Res*. 2000;34(2):144-150.
266. Valério RA, Borsatto MC, Serra MC, et al. Caries removal in deciduous teeth using an Er: YAG laser: a randomized split-mouth clinical trial. *Clinical oral investigations*. 2016;20(1):65-73.
267. Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl*. 1984;3:13-29.
268. Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate--a review. *Scanning Microsc*. 1989;3(1):161-174; discussion 174-166.
269. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, et al. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater*. 2008;24(7):978-985.
270. Yiu CK, Hiraishi N, King NM, Tay FR. Effect of dentinal surface preparation on bond strength of self-etching adhesives. *J Adhes Dent*. 2008;10(3):173-182.
271. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Assessing the cutting efficiency of dental diamond burs. *J Am Dent Assoc*. 1996;127(6):763-772.
272. Aitken RC. Measurement of feelings using visual analogue scales. *Proc R Soc Med*. 1969;62(10):989-993.

273. Hickey D, Sharif O, Janjua F, Brunton PA. Bulk dentine replacement versus incrementally placed resin composite: A randomised controlled clinical trial. *J Dent.* 2016;46:18-22.
274. Pamir T, Dalgar H, Onal B. Clinical evaluation of three desensitizing agents in relieving dentin hypersensitivity. *Oper Dent.* 2007;32(6):544-548.
275. Brunson WD, Bayne SC, Shurdevant JR, Roberson TM, Wilder AD, Taylor DF. Three-year clinical evaluation of a self-cured posterior composite resin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1989;5 2:127-132.
276. Letzel H. Survival rates and reasons for failure of posterior composite restorations in multicentre clinical trial. *J Dent.* 1989;17 Suppl 1:S10-17; discussion S26-18.
277. Wendt SL, Jr., Leinfelder KF. Clinical evaluation of Clearfil photoposterior: 3-year results. *Am J Dent.* 1992;5(3):121-125.
278. Ermis RB, Kam O, Celik EU, Temel UB. Clinical evaluation of a two-step etch&rinse and a two-step self-etch adhesive system in Class II restorations: two-year results. *Oper Dent.* 2009;34(6):656-663.
279. Perdigão J, Dutra-Corrêa M, Anauate-Netto C, et al. Two-year clinical evaluation of self-etching adhesives in posterior restorations. *J Adhes Dent.* 2009;11(2):149-159.
280. Browning WD, Blalock JS, Callan RS, et al. Postoperative sensitivity: a comparison of two bonding agents. *Oper Dent.* 2007;32(2):112-117.
281. Akpata ES, Behbehani J. Effect of bonding systems on post-operative sensitivity from posterior composites. *Am J Dent.* 2006;19(3):151-154.
282. Perry RD. Clinical evaluation of total-etch and self-etch bonding systems for preventing sensitivity in Class 1 and Class 2 restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2007;28(1):12-14.
283. Swift EJ, Jr., Ritter AV, Heymann HO, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr. 36-month clinical evaluation of two adhesives and microhybrid resin composites in Class I restorations. *Am J Dent.* 2008;21(3):148-152.
284. Lopes LS, Calazans FS, Hidalgo R, et al. Six-month Follow-up of Cervical Composite Restorations Placed With a New Universal Adhesive System: A Randomized Clinical Trial. *Oper Dent.* 2016;41(5):465-480.
285. Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, et al. A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(1):55-69.
286. de Paris Matos T, Perdigão J, de Paula E, et al. Five-year clinical evaluation of a universal adhesive: A randomized double-blind trial. *Dent Mater.* 2020;36(11):1474-1485.
287. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, et al. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent.* 2014;39(2):113-127.
288. Carvalho AA, Leite MM, Zago JKM, et al. Influence of different application protocols of universal adhesive system on the clinical behavior of Class I and II restorations of composite resin - a randomized and double-blind controlled clinical trial. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):252.
289. Çakır NN, Demirbuga S. The effect of five different universal adhesives on the clinical success of class I restorations: 24-month clinical follow-up. *Clin Oral Investig.* 2019;23(6):2767-2776.
290. Costa C, Albuquerque N, Mendonça JS, Loguercio AD, Saboia V, Santiago SL. Catechin-based Dentin Pretreatment and the Clinical Performance of a

- Universal Adhesive: A Two-year Randomized Clinical Trial. *Oper Dent.* 2020;45(5):473-483.
291. Atalay C, Ozgunaltay G, Yazici AR. Thirty-six-month clinical evaluation of different adhesive strategies of a universal adhesive. *Clin Oral Investig.* 2020;24(4):1569-1578.
292. Ma KS, Wang LT, Blatz MB. Efficacy of Adhesive Strategies for Restorative Dentistry: A Systematic Review and Network Meta-analysis of Double-blind Randomized Controlled Trials Over 12 Months of Follow-up. *J Prosthodont Res.* 2022.
293. Sabbagh J, Fahd JC, McConnell RJ. Post-operative sensitivity and posterior composite resin restorations: a review. *Dental Update.* 2018;45(3):207-213.
294. Doğan D, Ercan E, Hamidi MM, Aylikçi BU, Colak H. One-year clinical evaluation of Quixfil and Gradia Direct composite restorative materials in posterior teeth. *J Mich Dent Assoc.* 2013;95(7):36-41, 71.
295. Colak H, Tokay U, Uzgur R, Hamidi MM, Ercan E. A prospective, randomized, double-blind clinical trial of one nano-hybrid and one high-viscosity bulk-fill composite restorative systems in class II cavities: 12 months results. *Niger J Clin Pract.* 2017;20(7):822-831.
296. Celik C, Arhun N, Yamanel K. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: 12-month results. *Eur J Dent.* 2010;4(1):57-65.
297. Arhun N, Celik C, Yamanel K. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: two-year results. *Oper Dent.* 2010;35(4):397-404.
298. Çelik Ç, Arhun N, Yamanel K. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: a 3-year study. *Med Princ Pract.* 2014;23(5):453-459.

Ek 1: Etik Kurul Onay Formu



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/768-76

24.02.2023

Sayın Prof. Dr. Ertan ERTAŞ

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz **Posterior Kompozit Rezin Restorasyonlarda Postoperatif Hassasiyetin İncelenmesi: Randomize Klinik Çalışma** başlıklı OMÜ KAEK 2021/559 Karar nolu nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları açısından Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre incelenmiş ve etik açıdan bir sakınca olmadığına, çalışmanın süresi 6 ayı geçerse 6 aylık bildirimlerinin yapılmasına, çalışma tamamlandıktan sonra sonucunun tarafımıza en geç üç(3) ay içerisinde bildirilmesine 08.12.2021 tarihli Etik kurulumuzda oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.

Prof.Dr.Ramiş ÇOLAK
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

Ek 2: Aydınlatılmış Onam Formu Örneği

AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

1. Çalışmanın adı:

POSTERİOR KOMPOZİT REZİN RESTORASYONLARDA POST OPERATİF HASSASİYETİN İNCELENMESİ:
RANDOMİZE KLİNİK ÇALIŞMA

2. Araştırmacıların adları, kurumları ve iletişim numaraları:

Araştırmamız, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Dt. Ayşenur Çakır'ın uzmanlık tezi olarak Prof. Dr. Ertan ERTAŞ'danışmanlığında yürütülmektedir. (0362) 312 19 19 (Dahili 8170)

3. Araştırma amacının anlaşılır ve özet açıklaması:

Arka dişlerde çürük lezyonu olması halinde bu dişlere yapılan, kayıp dokuyu kompozit materyallerle yerine koyma işlemine kompozit rezin restorasyon uygulamaları denilmektedir. Çeşitli özellikte olan materyallerin klinik etkinliklerifarklı olabilmektedir. Bu çalışmada tedavi ihtiyacı olan arka dişlere 2 farklı kompozit materyalin 2 farklı teknikle uygulanması sonrası klinik etkinliklerini (ağrı, hassasiyet) incelemek için tasarlanmıştır. Klinik etkilerini inceleyebilmek için kabul görmüş belirli indeksler kullanılacaktır. Ölçümleri desteklemek ve ek bilgi elde etmek amacıyla çalışmanın başında ve birinci, yedinci ve on dördüncü günlerde restorasyon uygulanan dişlerde hassasiyetölçümü yapılacaktır.

4. Neden ben seçildim?

Bu işlem dişlerinde çürük lezyonu olan her hasta için rutin olarak uygulanmaktadır. Sizin de arka bölgelerdeki dişlerinizde çürük lezyonları varlığına bağlı restorasyon ihtiyacınız bulunduğu için bu çalışmaya seçildiniz.

5. Araştırmaya katılmak / katıldıktan sonra sonuna kadar devam etmek zorunda mıyım?

Araştırmaya katılım zorunluluğunuz bulunmamaktadır. Araştırmaya katıldıktan sonra istediğiniz herhangi bir zamanda, araştırmacıya önceden haber vermek koşulu ile araştırmadan ayrılabilirsiniz. Bu size herhangi bir maddi ya da manevi yükümlülüğe neden olmayacaktır.

6. Katılmayı kabul edersem bana ne yapılacak?

Araştırma kapsamındaarka bölgenizdeki dişlerinize rutin şekilde kliniğimizde uygulanan restorasyonlar (dolgu işlemi) uygulanacaktır. Tedavi sonunda, birinci, yedinci ve on dördüncü günlerde dişleriniz hassasiyet varlığı- yokluğu açısından kontrol edilecektir.

7. Araştırmaya katılmanın olası dezavantajları ve riskleri nelerdir?

Rutin restoratif işlemler şeklinde tasarlanan çalışmanın herhangi bir dezavantajı bulunmamaktadır.

8. Araştırmaya katılmanın olası yararları nelerdir?

Tedavi sonunda yapılacak kontrol ve ölçümler ile tedavi sonu olabilecek değişimler hakkında daha detaylı bir klinik muayene imkânınız olacaktır. Tedavinizin bitiminden itibaren dişlerinizde oluşan olumsuz değişiklikleri erken dönemde teşhis etmek ve gereken müdahaleyi yapmak mümkün olacaktır.

9. Araştırma masrafları:

Araştırma sırasında sizden herhangi bir ücret talep edilemeyecek, kullanılacak tüm malzemeler araştırmacı tarafından karşılanacaktır.

10. Araştırmada ters giden bir şey olursa?

Uygulamanın öngörülen herhangi bir zararı yoktur. Aksi bir durumun meydana gelmesi halinde Araştırma Görevlisi Dt. Ayşenur Çakır'ın saatleri içerisinde, (0362)3121919 numarasını arayıp 8170 dahili numarasını tuşlayarak Ondokuz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'ndan ulaşabilirsiniz .

11. Kimlik bilgilerim ve elde edilen verilerin gizliliği nasıl sağlanacak?

Araştırmada elde edilen bilgiler sadece araştırmacıların ulaşabildiği şifreli bir bilgisayarda korunacak; elde edilen sonuçlar kimlik bilgileriniz olmaksızın sadece size ait kodlar kullanılarak değerlendirilecektir ve yalnızca bilimsel ve eğitimsel amaçla kullanılacaktır.

12. Araştırma sonunda bana bilgi verilecek mi?

Araştırma sonuçları bilimsel amaçlarla kullanılacaktır; talep ettiğiniz takdirde elde edilen sonuçlar tarafınızla paylaşılacaktır.

13. Araştırma sonuçlarına ne olacak?

Araştırma sonuçları yalnızca bilimsel ve eğitimsel amaçlarla kullanılacaktır.

14. Daha ayrıntılı bilgi için,

Dt. Ayşenur Çakır'a danışabilir, ayseur_cakir@hotmail.com ve (0362) 3121919 (dahili numara 8170) iletişim kanallarından ulaşabilirsiniz.

15. Teşekkür:

Araştırmaya katılmayı kabul ettiğiniz için teşekkür ederiz.

16. Şikâyet için başvuru adresi:

Araştırmaya katılımla ilgili herhangi bir şikâyetiniz varsa Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi A.D. Başkanlığı'na bildirebilirsiniz.

	EVET	HAYIR
Gönüllü Bilgilendirme Formunu okudunuz mu?		
Araştırma projesi size sözlü olarak da anlatıldı mı?		
Size araştırmayla ilgili soru sorma, tartışma fırsatı tanındı mı?		
Sorduğunuz tüm sorulara tatmin edici yanıtlar alabildiniz mi?		
Araştırma hakkında yeterli bilgi aldınız mı?		
Herhangi bir zamanda herhangi bir nedenle ya da neden göstermeksizin araştırmadan çekilme hakkına sahip olduğunuzu anladınız mı?		
Araştırma sonuçlarının uygun bir yolla yayınlanacağına katılıyor musunuz?		
Araştırmada elde edilen biyolojik örneklerin madde 6'da belirtilen şartlarda gelecekte de kullanılmasına onay veriyor musunuz?		

Diş Hekimi Ayşenur Çakır'ın yetkisi, gözlemi ve yönetimi altında tedavi ve işlemlerin gerçekleştirilmesine izin veriyorum.

Gönüllünün;

Açıklamaları Yapan Kişinin;

Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Adı / Soyadı / İmzası / Tarih