

**T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI**

**SİLORAN ESASLI KOMPOZİT REZİNİN SÜT DİŞİ DENTİNİNE
BAĞLANMA DAYANIMI VE MİKROSIZINTI ÖZELLİKLERİNİN
İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Buse Ayşe SERİN

DOKTORA TEZİ

**DANIŞMANI
Doç. Dr. M.Cem DOĞAN**

ADANA - 2012

**T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI**

**SİLORAN ESASLI KOMPOZİT REZİNİN SÜT DİŞİ DENTİNİNE
BAĞLANMA DAYANIMI VE MİKROSIZINTI ÖZELLİKLERİNİN
İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Buse Ayşe SERİN

DOKTORA TEZİ

DANIŞMANI

Doç. Dr. M.Cem DOĞAN

Tez No:.....

ADANA - 2012

Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Pedodonti Doktora Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan ‘**Siloran Esaslı Kompozit Rezinin Süt Dişi Dentinine Bağlanma Dayanımı ve Mikrosızıntı Özelliklerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi**’ adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 24/02/2012

İmza

unvanı, Adı ve Soyadı,
Üniversitesi
Jüri Başkanı

İmza

unvanı, Adı ve Soyadı,
Üniversitesi
Raportör

İmza

unvanı, Adı ve Soyadı,
Üniversitesi

İmza

unvanı, Adı ve Soyadı,
Üniversitesi

İmza

unvanı, Adı ve Soyadı,
Üniversitesi

Yukarıdaki tez, Yönetim Kurulunun tarih ve sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Halil KASAP
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince teorik ve pratik bilgilerini benimle paylaşan, tez çalışmam sırasında yardımını ve desteğini esirgemeyen, değerli danışman hocam Doç. Dr. M. Cem DOĞAN'a, lisans ve doktora öğrenciliğim boyunca her konuda desteğini gördüğüm, tezimin kurgulanması ve uygulama aşamalarında da yardımını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. H. Oğuz YOLDAŞ'a, diş hekimliği eğitimimi sağlayan ve doktora eğitimim sırasında katkısı olan Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nin saygıdeğer hocalarına,

Lisans ve doktora öğrenciliği sürecimde yanımda olan sevgili arkadaşlarım Dr. Dt. Serkan GÜLEÇ'e, Dt. Erkan Onur AKGÜN'e, Dt. İffet YAZICIOĞLU'na ve Pedodonti Ana Bilim Dalı'ndaki tüm asistan arkadaşlarıma, her zaman yanımda olan sevgili arkadaşım Dt. Melis YILMAZ'a,

Hayatımda, her konuda benim arkamda olan, sonsuz anlayışının ve sevgisinin asla karşılığını ödeyemeyeceğimi bildiğim annem Filiz ÖZKAN'a, biricik kardeşim Mesut Can KAYA'ya, babam Ünsal KAYA'ya, anneannem Hatice CAN'a ve üzerimde emeği olan ailemin tüm bireyelerine,

2005 yılında attığım imzadan beri bana ikinci bir aile olan, sevgilerini ve desteklerini hiç eksik etmeyen babam Prof. Dr. Selahattin SERİN'e, annem Tülay SERİN'e ve eşimin tüm ailesine,

Bana sonsuz sevgi ve destek veren sevgili eşim Hasan SERİN'e,

Doktora sürecimi tamamlayabilmem için bana gereken enerjiyi sağlayan, minicik yüreğiyle beni kocaman seven sevgili kızım Derin Su SERİN'e

TEŞEKKÜR EDERİM.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
ÖNSÖZ ve/veya TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ÖZET	x
ABSTRACT	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Restoratif Materyaller	2
2.1.1. Amalgam	2
2.1.2. Cam İyonomer Simanlar	3
2.1.2.1. Avantajları	3
2.1.2.2. Dezavantajları	4
2.1.2.3. Endikasyonları	4
2.1.2.4. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması	4
2.1.2.5. Cam İyonomer Hibrit Kombinasyonlar	5
2.1.2.5.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	5
2.1.2.5.2. Poliasitle Modifiye Kompozit Rezinerler (Kompomerler)	6
2.1.3. Kompozit Rezin Dolgu Maddeleri	7
2.1.3.1. Kompozit Rezin Dolgu Maddelerinin Sınıflandırılması	9
2.1.3.1.1. İnorganik Doldurucu Partiküllerin Çeşidi ve Miktarına Göre Sınıflandırma	9
2.1.3.1.2. Viskozitelerine Göre Sınıflandırma	12
2.1.3.1.3. Polimerizasyonlarına Göre Sınıflandırma	13
2.1.3.2. Süt Dişi Restorasyonlarında Kompozit Rezinerlerin Avantajları	14
2.1.3.3. Kompozit Rezin Restorasyonların Dezavantajları	14
2.1.3.3.1. Polimerizasyon Büzülmesi	14

2.1.3.3.2. Mikrosızıntı	18
2.2. Bağlanma (Adezyon)	21
2.2.1. Bağlanmayı Etkileyen Faktörler	21
2.2.2. Diş Dokularına Bağlanma	21
2.2.2.1. Mineye Bağlanma	22
2.2.2.2. Dentine Bağlanma	22
2.2.3. Kompozit Rezinlerin Bağlanma Dayanımlarının Ölçülmesi	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Kullanılan materyaller	26
3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Deneyi için Diş Yüzeylerinin Hazırlanması	28
3.2.1. Süt ve Daimi Molar Deney Gruplarının Hazırlanması	29
3.2.2. Süt ve Daimi Molar Kontrol Gruplarının Hazırlanması	30
3.2.3. Deney ve Kontrol Grubu Örneklerine Makaslama Testinin Uygulanması	32
3.2.4. Kırılma Tiplerinin İncelenmesi	34
3.3. Mikrosızıntı Deneyi için Dişlerin Hazırlanması	34
3.3.1. Süt ve Daimi Molar Deney Gruplarının Hazırlanması	34
3.3.2. Süt ve Daimi Molar Kontrol Gruplarının Hazırlanması	34
3.4. Verilerin İstatistiksel Analizi	36
4. BULGULAR	37
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları	37
4.1.1. Kırık Tiplerinin Belirlenmesi	39
4.2. Mikrosızıntı Değerlendirmesinin Bulguları	41
4.2.1. Stereomikroskop Altında İncelenen Örneklerden Alınan Görüntüler	42
5. TARTIşMA	46
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	63
7. KAYNAKLAR	64
ÖZGEÇMİş	80

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Organik matriks fazını oluşturan monomerlerin kimyasal formülleri	8
Şekil 2.2.	Siloran esaslı kompozit rezinde bileşenlerin yüzdesi	16
Şekil 2.3.	Siloran ve metakrilat esaslı kompozit rezinlerin polimerizasyonları	17
Şekil 2.4.	Silorane adeziv sisteminin diş- kompozit rezin arasındaki etkisi	18
Şekil 3.1.	Işık mikroskopu (Olympus® BX50, Tokyo, Japonya) ve Stereomikroskop (Olympus® SZ40, Tokyo, Japonya)	28
Şekil 3.2.	Silorane adeziv sistemi	30
Şekil 3.3.	Siloran esaslı kompozit rezin –Filtek Silorane	30
Şekil 3.4.	Clearfil SE Bond adeziv sistemi	31
Şekil 3.5.	Metakrilat esaslı restoratif kompozit rezin materyali-Filtek Z250	31
Şekil 3.6.	3M ESPE Elipar Freelight LED ışın cihazı	31
Şekil 3.7.	Paslanmaz çelik silindirik kalıplar içine hazırlanan soğuk akriliğe gömülen dişler	32
Şekil 3.8.	Testometric M500 25kN, Rochdale, UK	32
Şekil 3.9.	Örneklerin makaslama testine uygun olarak hazırlanması ve makaslama testinin uygulanmasını gösteren şematik çizim	33
Şekil 3.10.	Akrilik bloklara gömülmüş dişler ve kopma anı	33
Şekil 3.11.	Koyu renk tırnak cilası uygulanmış bir dişin görüntüsü	35
Şekil 3.12.	Dişleri bukkolingual olarak kesmek için kullanılan kesit alma cihazı (solda) ve parlatma cihazı(sağda)	36
Şekil 4.1.	Grupların makaslama bağlanma değerleri ortalamaları (mpa)	37
Şekil 4.2.	Kırılma tiplerinin yüzde olarak dağılımları	40
Şekil 4.3.	Grupların yüzde olarak mikrosızıntı skor dağılımları	43
Şekil 4.4.	Stereomikroskop altında süt dişi+silorane grubuna ait, skor 0 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)	43

Şekil 4.5.	Stereomikroskop altında daimi diş +siloran grubuna ait, skor 1 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)	44
Şekil 4.6.	Stereomikroskop altında Süt dişi+Silorane grubuna ait, skor 2 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)	44
Şekil 4.7.	Stereomikroskop altında süt dişi +Z250 grubuna ait, skor 3 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)	44
Şekil 4.8.	Stereomikroskop altında daimi diş +Z250 grubuna ait, skor 4 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)	45

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1.	İnorganik doldurucularına göre kompozit rezin tipleri	10
Çizelge 3.1.	Deneylerde kullanılan materyaller, içerikleri ve üretici firmalar	27
Çizelge 3.2.	Çalışma grupları, kullanılan adeziv sistemler ve kompozit rezin materyaller	28
Çizelge 4.1.	Silorane ve Z250 kompozit rezinleri kullanılan süt ve daimi dişlerden elde edilen makaslama bağlanma değerlerinin(mpa) ortalamaları ve standart sapma değerleri	37
Çizelge 4.2.	Farklı kompozit rezin materyalleri ile oluşturulan süt ve daimi diş gruplarından elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin farklarının karşılaştırılması	38
Çizelge 4.3.	Gruplara göre kırık tiplerinin dağılımı	40
Çizelge 4.4.	Mikrosızıntıyı değerlendirmede kullanılan skorlar ve açıklamaları	41
Çizelge 4.5.	Gruplar arasında mikrosızıntı skorlarının karşılaştırılması	41
Çizelge 4.6.	Mann Whitney testine göre grupların ikili olarak karşılaştırılması	42

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Bis-EMA	Bisfenol -A- Polietilen glikol dietermetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Met Akrlat
HEMA	2-hidroksietil metakrilat
ISO	International Standarts Organisation
LED	Light Emission Diode
μm	Mikrometre
MDP	10-methakriloyloksidesil dihidrojen fosfat)
mm	Milimetre
MPa	Megapascal
mW/cm^2	Miliwatt/santimetrekare (ışığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücü)
N	Newton
nm	Nanometre
PMP	4-metoksifenol
SEM	Tarayıcı elektron mikroskobu
sn	Saniye
ss	Standart sapma
TEDGMA	Tri Etilen Glikol Di Met Akrlat
UDMA	Uretan Di Met Akrlat

ÖZET

Siloran Esaslı Kompozit Rezinin Süt Dişı Dentinine Bağlanma Dayanımı ve Mikrosızıntı Özelliklerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı, düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren siloran esaslı kompozit rezinin süt ve daimi azı diş dentinine olan makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı özelliklerinin metakrilat esaslı bir kompozit rezin ile in vitro olarak karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

Bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanımı test yöntemi seçilmiştir. Süt ve daimi daimi molar dişlerin bukkaldeki dentin yüzeyleri kullanılmıştır. Deney grubu örneklerine siloran esaslı kompozit rezin, kontrol grubu örneklerine metakrilat esaslı bir kompozit rezin materyal üretici firmalarının talimatları doğrultusunda uygulanmıştır. Kompozit rezin 4 mm çapında 5 mm yüksekliğinde silindirik plastik tüpler aracılığıyla uygulanmıştır. Örneklerin her birine 1 mm/dak hızla kopma meydana gelinceye kadar makaslama kuvveti uygulanmıştır. Kırılan örneklerin yüzeyleri stereomikroskop altında incelenerek kırık tipleri adeziv, koheziv ve miks-karışık tip olarak gruplandırılmıştır. Mikrosızıntı çalışması için boya penetrasyonu yöntemi seçilmiştir. Süt ve daimi azı dişlerinin bukkal yüzeylerine sınıf 5 kaviteler hazırlanmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı testi için kullanılan materyaller ve gruplar mikrosızıntı testi için de oluşturulmuştur. Dişlere 1000 kez termal siklus uygulanmıştır. Dişler %0,5'lik metilen mavisi solüsyonunda 24 saat bekletildikten sonra bukkolingual doğrultuda orta hat boyunca ikiye ayrılarak kesit yüzeyleri stereomikrosporda incelenmiştir. Boya penetrasyon miktarı önceden belirlenmiş olan skorlara göre değerlendirilmiştir.

Siloran esaslı kompozit rezin süt diş ve daimi diş dentinine metakrilat esaslı kompozit rezine göre düşük bağlanma dayanımı göstermiştir($p<0,05$). Siloran esaslı kompozit rezinin süt diş dentinine olan bağlanma dayanımı ise daimi diş dentinine göre düşük bulunurken metakrilat esaslı kompozit rezinin süt ve daimi dişlerin dentinine olan bağlanma dayanımı arasındaki farklılık anlamlı bulunmamıştır($p<0,05$). Kırık yüzeyleri incelendiğinde, siloran esaslı kompozit rezin grubunda çoğunlukta adeziv tip kırık olduğu gözlenmiştir. Mikrosızıntı değerlendirmesi sonuçlarına göre, siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilen süt ve daimi dişler mikrosızıntının en az görüldüğü gruplar olmuştur($p<0,05$). Aynı kompozit rezin ile restore edilen süt ve daimi diş örneklerinin mikrosızıntı miktarları arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır($p<0,05$).

Anahtar sözcükler: Makaslama bağlanma dayanımı, Mikrosızıntı, Siloran esaslı kompozit rezin, Süt diş

ABSTRACT

In Vitro Evaluation of Bond Strength to Primary Tooth Dentine and Microleakage Properties of Silorane Based Composite Resin

The aim of this in vitro study is to evaluate the microleakage properties and shear bond strength to primary and permanent tooth dentine of the low polymerization shrinkage silorane based composite resin and to compare the results with a methacrylate based composite resin.

Shear bond strength test method was selected to evaluate the bond strength of the groups. Buccal dentine surfaces of primary and permanent molar teeth were used. For the test group silorane based composite resin and for the control group methacrylate based composite resin was used according to the manufacturer's instructions. The composite resins were placed using 4 mm diameter, 5 mm height cylindrical plastic tubes. Shear force was applied to each specimen at a crosshead speed of 1mm/min until failure occurred. The surfaces of the broken samples were detected under stereomicroscope and were grouped as adhesive, cohesive and mix. Dye penetration method was selected for the microleakage test. Class V cavities were prepared on the buccal surfaces of primary and permanent molar teeth. The same materials and groups of the shear bond strength test method were used in the microleakage test. Thermal cycling was applied for 1000 times. After keeping them in a 0.5% methylene blue solution for 24 hours, teeth were cut along the center line in the bucco-lingual direction and the surfaces were examined under a stereomicroscope. Dye penetration levels were recorded in accordance with determined scores.

Silorane based composite resin was showed lower shear bond strength for primary and permanent tooth dentine ($p < 0.05$). Primary tooth dentine were showed lower shear bond strengths for silorane based composite resin than permanent tooth dentine, whereas no significant difference was observed between primary and permanent tooth dentine for methacrylate based composite resin ($p < 0.05$). It was observed that most of the failures occurred in silorane based composite resin group, were adhesive type failures. According to the microleakage evaluation, teeth were restored with silorane based composite resin were showed least microleakage ($p < 0.05$). However, no different was found between primary and permanent teeth restored with the same composite resin ($p < 0.05$).

Key words: Microleakage, Primary tooth, Shear bond strength, Silorane based composite resin.

1. GİRİŞ

Koruyucu diş hekimliğindeki ilerlemelere rağmen süt dişlerinin ve genç daimi dişlerin kaybı önlenememektedir. Süt dişlerinin fizyolojik değişim yaşına kadar ağızda tutulması çenelerin ark uzunluklarının korunması açısından önemlidir. Süt dişlerinin erken kaybı durumunda ark uzunluğunda meydana gelen azalma, daimi diş dizisinde çapraşıklık ve kapanış bozukluklarına yol açmaktadır. Bununla birlikte süt dişlerinin devamlılığının sağlanması estetik ve çiğneme fonksiyonu açısından da önemlidir. Ayrıca süt dişlerinin erken kayıplarının çocukların psikolojileri üzerine olumsuz etkileri olduğu da bilinmektedir¹.

Erken çocukluk dönemi çürükleri nedeniyle tedavi planlaması yapılan çocuklarda estetik özelliklere sahip olan rezin esaslı dolgu materyalleri tercih edilmektedir. Adeziv restorasyonların sağlam diş yapısını koruma, mikrosızıntının azaltılması, postoperatif hassasiyetin önlenmesi, yeniden çürük oluşumunun önlenmesi ve fonksiyonel streslerin yapılandırılan yüzey aracılığıyla dişe iletilmesi gibi avantajları mevcuttur. Bunların yanında adeziv restorasyonlar sayesinde dişin güçlendirilmesi, dişin estetiğinin yeniden sağlanması ve preparasyonsuz veya çok az bir preparasyonla dişin yeniden konturlanması sağlanabilir². Bu avantajlarına ve kompozit rezinlerin yapısında sağlanan gelişmelere rağmen polimerizasyon stresi ve büzülmesi restoratif materyalin performansını etkileyen bir unsur olmaktadır. Polimerizasyon stresi kompozitlerin ışınlanma aşamasında oluşmaktadır ve kavite duvarları arasında polimerizasyon büzülmesi gelişmektedir. Rijid diş yapısı bu kuvvetlere belli bir süre dayanmakta, fakat bir süre sonra marjinlerde boşluklar veya sağlıklı diş yapısında deformasyon başlamaktadır.

Düşük polimerizasyon büzülmesi kompozit rezin olarak piyasaya tanıtılmış olan siloran esaslı kompozit rezin, sadece kendi self etch adeziv sistemi ile kullanılabilen posterior kompozit rezin materyalden oluşmaktadır. Sistemin polimerizasyon büzülmesinin metakrilat esaslı kompozit rezinlerden düşük olması klinik olarak avantajlı olarak gözükmektedir. Bu çalışmanın amacı; düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren siloran esaslı kompozit rezinin süt dişi dentinine bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı özelliklerinin in vitro koşullarda değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Çocuklarda uygulanan restoratif tedavi yöntemleri yetişkin diş hekimliğinden farklılık göstermemesiyle birlikte süt dişlerinin morfolojik ve histolojik yapısının daimi dişlerden farklı olduğu bilinmektedir. Bu yüzden süt dişlerinde kullanılan restoratif materyaller daimi dişlere göre bazı farklılıklar gösterebilmektedir.

2.1. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Restoratif Materyaller

Çocuk diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller genel olarak amalgam, cam iyonomer siman ve hibrit kombinasyonları ve kompozit rezin başlıkları altında incelenmektedir.

2.1.1. Amalgam

Süt ve sürekli dişlerin restorasyonlarında en çok kullanılan dolgu maddelerinden biridir. Amalgam fiziksel avantajları sayesinde süt molar dişlerinde uzun dönemli başarılı sonuçlar sağlamaktadır. Amalgam avantajları;

- Çiğneme basıncına karşı dayanıklıdır.
- Ağız sıvılarının etkisiyle erimez.
- Hazırlanması ve kaviteye uygulanması kolaydır.
- Canlı dokulara etkisi yoktur.

Bu avantajların yanı sıra amalgamın dezavantajları bulunmaktadır. Adeziv değildir ve kavite hazırlarken mekanik retansiyonu artırmak için geniş kavite açılması gerekmektedir. Gerilmeye ve kopmaya karşı dayanıksızdır. Estetik açıdan başarılı değildir. Isı iletkenidir. Ağız içinde galvanik akıma neden olur. Ayrıca pek çok ülkede çocuk dişlerinde amalgam kullanımı amalgamın toksisitesiyle ilgili şüphelerden dolayı yasaklanmıştır².

2.1.2. Cam İyonmer Simanlar

Wilson ve Kent tarafından amalgama alternatif olarak (1972) geliştirilen bir restoratif materyal sınıfıdır³. Diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilme ve flor iyonu salınımına bağlı olarak sekonder çürüğü engelleme özelliklerinden dolayı popülerite kazanmışlardır.

Cam iyonmer simanlar toz ve likit bölümlerinden oluşurlar. Toz bölümü silisyum oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florür, alüminyum florür ve cam tozları gibi maddeler içerirler. Kullanılan cam tozları asitle parçalanabilen cam olup ince toz haline getirilmişlerdir. Sudaki asitle karşılaştıklarında kalsiyum ve alüminyum iyonları salarlar. Likit bölümü ise poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit veya sadece distile su olabilir. Likit bölümünde sadece su içerenlerde poliakrilik asit yerine tozda polimaleik asit bulunur.

2.1.2.1. Avantajları

1. Mine ve dentin gibi kalsifiye dokulara kimyasal olarak bağlanırlar. Ayrıca paslanmaz çeliğe, platine, altına, amalgam ve kompozit rezine de yapışabilirler.
2. Biyolojik uyumları iyidir. Pulpa tarafından tolere edilebilirler. Gingivaya uyumları iyidir.
3. Florür içerdikleri için antikaryojenik özelliğe sahiptirler. Cam iyonmer simanların bu özelliği florür salınımından ve depolanmasından kaynaklanır. Florür minedeki hidroksilapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirerek çürüğe son derece dayanıklı olan florürapatiti meydana getirir. Florür ayrıca plak metabolizmasında görevli enzimleri inhibe eder. Florür remineralizasyonu olumlu yönde etkileyip dişleri çürüğe karşı daha dirençli kılar. Florür dentin dokusunda 35-50 mm derinliğe kadar ilerleyip bakteri difüzyonu için bir bariyer oluşturabilir⁴.

2.1.2.2. Dezavantajları

1. Neme karşı hassastırlar, nem kontaminasyonunda maddenin sertliği azalır ve eriyikliği artar.
2. Aşırı kuruluğa karşı duyarlıdırlar; aşırı kurulukta çatlak ve yarıklar oluşur, renklenmeler ve kenar sızıntısı başlar.
3. Okluzal stres alanlarında gerilme ve kopma dirençleri, aşınma dirençleri düşüktür.
4. Estetik görünümü ve renk stabilitesi iyi değildir.

2.1.2.3. Endikasyonları

1. Daimi dişlerdeki sınıf 3 ve 5 kavitelein restorasyonu
2. Süt dişi daimi restorasyonları (sınıf 1 ve 5)
3. Ortodontik bantların yapıştırılması
4. Sabit yer tutucuların simantasyonu
5. Kaide materyali
6. Fissür örtücü
7. Kron-köprü simantasyonu

2.1.2.4. Cam iyonomer simanların sınıflandırılması

1. Tip 1: yapıştırıcı
2. Tip 2: restoratif
 - a. Geleneksel tip
 - b. Metal ile güçlendirilmiş
 - c. Yüksek viskoziteli (kondanse edilebilir)
3. Tip 3: hızlı sertleşen kaide tipi simanlar ve fissür örtücü cam iyonomer simanlar
4. Tip 4: kanal dolgu patları

2.1.2.5.Cam İyonomer Hibrit Kombinasyonlar

2.1.2.5.1.Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

%80 cam iyonomer, %20 rezinden oluşmaktadır⁵. Bu maddenin sertleşme reaksiyonu asit-baz reaksiyonu ve buna ilave ışık aktivasyonu ile gerçekleşir. Üçüncü bir kimyasal reaksiyon da ışık kaynağının ulaşamadığı derinliklerde artık monomerin ışık kaynağı yerine kimyasal yolla polimerizasyonunu sağlamaktadır. Bu mekanizmaya üçlü sertleşme (=triple cure) veya üçlü polimerizasyon denir. Rezin modifiye cam iyonomerlerin uygulamaları geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha kolay olup, mekanik ve estetik özellikleri daha iyidir. Bu materyallerin termal ekspansiyon katsayıları cam iyonomer simanlar gibi diş yapısına benzemektedir ve bağlanma kuvvetleri yaklaşık cam iyonomer simanların iki katıdır. Avantajları:

- Biyolojik uyumları iyidir.
- Estetik özellikleri küçük partiküllü doldurucularla geleneksel cam iyonomer simanlara göre gelişmiştir ve birçok renk seçeneği vardır.
- Basınç dirençleri geleneksel cama iyonomer simanlarla aynı olmasına karşın gerilme dirençleri cam iyonomer simanların iki katıdır.
- Aşınma dirençleri geleneksel cam iyonomer simanlara göre iyidir.
- Diş yapılarına kimyasal bağlanırlar.
- Flor salınımı yaparlar.
- Manipulasyonu kolaydır.
- Çözünürlüğü azdır.
- Aynı seansta polisajları tamamlanabilir.

Dezavantajları:

- Hidratasyon ve dehidratasyon
- Polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet ve renklenme
- Işığın ulaşamadığı alanlarda tamamlanmamış polimerizasyon ve artık 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) materyalin fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebilmektedir.

- HEMA hidrofiliktir ve ilk 5-7 gün hızlı su alımı restorasyonun genişmesine neden olur ve boyanma meydana gelir.

2.1.2.5.2. Poliasitle Modifiye Kompozit Rezinerler (Kompomerler)

Geleneksel bir kompozit rezin materyalinde iyon alışverişi esasına dayanan bir flor salınımı gerçekleştirmek imkansızdır. Bunu sağlamak için kompozit rezinin poliasitlerle modifiye edilmesi gereklidir. Böylece kompozit rezin flor iyonu salınımı yapabilir hale getirilmiş olur. Kompomerlerdeki poliasit modifikasyonu sadece flor iyonu salınımını gerçekleştirebilmek amacıyla yapılmıştır. Geleneksel cam iyonomer simanlar gibi diş dokularına kimyasal bağlanmazlar. Mikromekanik adezyon ile diş dokusuna tutunurlar.

Kompomerlerde rezin/cam oranları firmalara göre farklılık göstermektedir. Bütantetrakarboksilik asit, HEMA ve hidrofilik monomer içerirler. Doldurucular ise stronsiyum aliminyum floro silikat cam tozlarıdır. Sertleşme reaksiyonlarını ise rezinin fotopolimerizasyonu oluşturur. Avantajları⁶:

- Manipülasyonu kolay olduğu için çocuklarda kullanım kolaylığı sağlar.
- Okluzal yüklere karşı genel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre yüksek direnç sağlarlar.
- İyi bir estetik görünüm ve renk seçenekleri mevcuttur.
- Biyolojik uyumu iyidir.
- Flor salınımı
- Tabakalama tekniği ile uygulanabilirler.

Dezavantajları:

- Işığın ulaşmadığı alanlarda sertleşme sağlanamaz.
- Flor salınım düzeyleri geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre daha düşüktür.
- Polimerizasyon büzülmesi mevcuttur.

2.1.3. Kompozit Rezin Dolgu Maddeleri

Diş rengindeki restorasyon maddeleri bugüne dek uzun bir evrim geçirmiştir. Bunlar:

1. Silikat simanlar
2. Akrilik dolgular (doldurucu içermeyen rezinler)
3. Akrilik dolgular (doldurucu içeren rezinler)
4. Kompozit rezinler

Daimi dolgu maddesi olarak kullanılan kompozit rezinler ilk olarak 1960'lı yılların başlarında R.L. BOWEN tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir⁷.

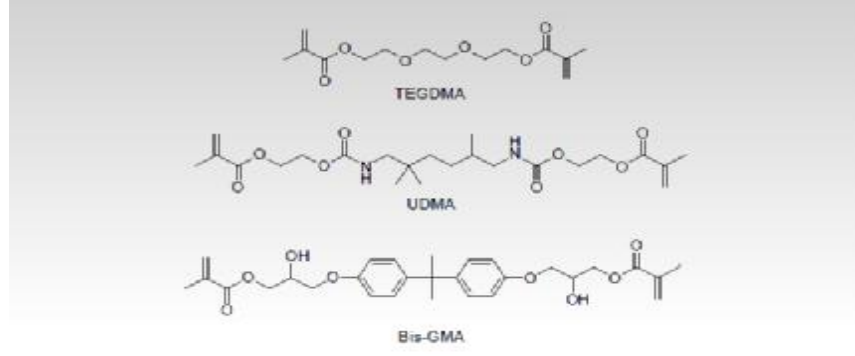
Genel olarak 'kompozit' terimi birbiri içerisinde tamamen çözünmeyen iki veya daha fazla kimyasal maddenin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler; sert, inorganik partiküllerin taşıyıcı bir rezin matriks içerisinde dağılması ile meydana gelir. Kompozit rezin dolgu maddesi üç ana bileşenden oluşmaktadır⁸:

- Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz, Continuous Phase)
- İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz, Dispersed Phase)
- Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Coupling Agent)

Organik polimer matriks: Taşıyıcı fazın yüksek miktarda olması polimerizasyon büzülmesini artırır. Organik matriks iyi bir ısı yalıtkanıdır. Bu nedenle matriks oranı fazla olan rezinin ısı iletkenliği de az olmaktadır.

a) Monomer ve Komonomer: En sık kullanılan Bisfenol A Glisidil Met Akrilat (BİS-GMA) veya iyi bir adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan Uretan Di Met Akrilat (UDMA) dır. Özellikle BİS-GMA'nın viskozitesi çok yüksektir ve viskoziteyi azaltıp akıcılığı artırmak için matrikse Tri Etilen Glikol Di Met Akrilat (TEDGMA) eklenir⁹ (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Organik matriks fazını oluşturan monomerlerin kimyasal formülleri.

b) Başlatıcı ve aktivatörler: Taşıyıcı fazın yani polimer matriksin polimerizasyonu materyalin sertleşmesini sağlar. Polimerizasyon ısı, ışık ve kimyasal olarak gelişir. Organik faz içindeki başlatıcı, kimyasal ve/veya fiziksel aktivasyon ile monomerin çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin oluşmasına ve polimer zincirlerinin meydana gelmesine neden olur. Polimerizasyon başlatıcısı her 3 yöntemde de benzoil peroksit veya kamferokinondur. Ancak her yöntemde kullanılan aktivatör farklıdır. Aktivatör, polimerizasyon başlatıcısını aktive eder. Işık ile sertleşen kompozit rezinlerde aktivatör benzoin metileterdir. Bu madde fotonları absorbe ederek foton enerjisini polimerizasyon enerjisine dönüştürür. Ayrıca kemferokinon gibi absorbe edici ve alifatik amin gibi akseleratörler de eklenmiştir¹⁰. Kimyasal yolla sertleşen kompozit rezinlerde aktivatör tersiyer amindir. Isı ile sertleşen kompozit rezinlerde aktivatör kullanılmaz. Uygulanan ısı benzoil peroksitin bozulmasına yola açarak polimerizasyonu başlatır. Hem kimyasal hem de ışık ile sertleşen kompozit rezinlerin (dual-cure) sertleşme mekanizmaları kimyasal ve fotoaktivasyon ile gerçekleşir.

Her üç tipte de bozulmuş benzoil peroksitin hidroksil grupları taşıyıcı fazın molekülleri ile çarpışır ve reaksiyon zinciri başlar. Bu reaksiyonlar sonucu makro moleküller oluşur. Bu makro moleküller ise büyüyerek birbirini ile çapraz bağlar yaparlar.

c) Polimerizasyon inhibitörleri: Dimetakrilat monomerlerinin saklama esnasında kendiliğinden polimerize olmasını engellemek amacı ile inhibitörler kullanılır. Bu amaçla % 0,1 veya daha az 4-metoksifenol (PMP) yada 2,4,6-tritersiyer bütülfenol

(BHT) kullanılmaktadır. Bütülfenol aynı zamanda kompozit rezinlerin renk stabilitesini de sağlar.

İnorganik faz: Organik faz ile devamlılığı sağlayan fazdır. Bu faz stabilite, su emilimi, polimerizasyon büzülmesi, termal özellikler, matriksin sertliğini artırma gibi fiziksel özelliklerden sorumludur. İnorganik faz quartz, boroksilat cam, baryum alüminyum silikat, stronsiyum, çinko cam, koloidal silika gibi çeşitli inorganik materyaller içerirler. Bu inorganik partiküllere filler veya doldurucu denir. Bunlar büyüklüklerine göre megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve nanofil olarak ayrılırlar¹¹.

Ara faz: Bu faz, organik polimer matriks ile inorganik fazı birbirine sıkı bir şekilde bağlar. Materyalin özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması açısından önemlidir. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silika bağlanma ajanları ile önceden kaplanmıştır. Bu katmanda bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grupları ile diğer ucu organik matriksteki primer ile bağlanan çift fonksiyonlu moleküler vardır¹².

2.1.3.1. Kompozit Resin Dolgu Maddelerinin Sınıflandırılması

Kompozit resin dolgu maddeleri inorganik doldurucu partiküllerin çeşidi ve miktarı, viskoziteleri veya polimerizasyon şekillerine göre farklı şekillerde sınıflandırılabilir.

2.1.3.1.1. İnorganik Doldurucu Partiküllerin Çeşidi ve Miktarına Göre Sınıflandırma

Kompozit rezinlere eklenen doldurucu partiküller maddenin radyoopasitesi, aşınma dayanımı, elastisite modülü, termal genişleme katsayısı gibi özelliklerini direkt olarak etkiler. Bu yüzden, kompozit resin restorasyonlar genellikle doldurucu içeriklerine göre sınıflandırılırlar. Bu konuda Lutz ve Philips'in yaptığı sınıflandırma bazı güncelleştirmeler gerektirmekle birlikte günümüzde hala geçerliliğini korumaktadır¹³. Bu sınıflandırmaya (Çizelge 2.1) göre;

- 1- Geleneksel kompozit rezinler (Makrofil kompozit)
- 2- Hibrit kompozit rezinler
- 3- Homojen mikrofil kompozit rezinler
- 4- Heterojen mikrofil kompozit rezinler

Çizelge 2.1. İnorganik doldurucularına göre kompozit rezin tipleri

İnorganik doldurucu tipi	Partikül büyüklüğü (µm)	Ağırlıkça partikül yüzdesi (%)
Megafil	50-100	70-80
Makrofil	10-100	70-80
Midifil	1-10	75-85
Minifil	0,1-1	35-60
Mikrofil	0,01-0,1	75-80
Hibrit	0,04-1	80-87
Nanofil	0,005	85-90

Günümüzde estetik talebin artması ile makrodoldurucuların kullanımı azalmıştır. Kompozit rezin formülasyonlarının gelişmesi ile daha iyi yüzey oluşturulabilmesi ve aşınmaya karşı daha dirençli olabilmesi için daha küçükpartiküller kullanılmaktadır.

1994 yılında Bayne kompozit rezinleri doldurucu partikülleri boyutlarına göre makrofil, midifil, minifil, mikrofil olarak gruplara ayırmıştır. Bazıkompozit rezinlerin içerisine aşınmaya dayanıklılığını artırmak amacı ile büyük cam doldurucular yerleştirildiğini ve bunların megafiller olarak adlandırıldığınıbelirtmiştir. Ayrıca o dönemde üzerinde çalışılan mikrofillerden daha küçükdoldurucuları olan nanofil kompozit rezinleri tanımlamış ve sınıflamaya dahil etmiştir¹⁴.

Bu sınıflamaya göre;

1- Megafil Kompozit Resinler

Partikül büyüklüğü 0,5-2 mm olan kompozit rezinlerdir. Okluzal değim yüzeylerine ya da çok aşman bölgelere yerleştirilmesi önerilen ve insert diyeadlandırılan cam partiküller mega doldurucu olarak değerlendirilir¹⁴.

2- Makrofil Kompozit Resinler

Partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozit rezinlerdir, gelenekselkompozit rezinler makrofil olarak adlandırılırlar. Bu tür kompozit rezinlerde inorganik doldurucu

miktarı ağırlıkça yaklaşık % 70-80'dir. Makrofil kompozit rezinlerde bulunan inorganik doldurucular kuartz partikülleridir. Partiküllerin büyük ve sert olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına sebep olur. Bu da yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmelere yol açar. Bu yüzden anterior dişlerde yeterli estetiği sağlayamazlar¹⁴.

3- Midifil Kompozit Resinler

Bu tür kompozit rezinlerde doldurucu partiküller genel olarak 1-10 µm büyüklüğündedir.

4- Minifil Kompozit Resinler

Partikül büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozit rezinlerdir. Partikül miktarı makrofil kompozitlere göre daha fazladır. Partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %75-85'e ulaşmıştır. İnorganik doldurucu partiküllerinin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozite oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Doldurucu materyal olarak kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metaller içeren cam ile yoğunlaştırılmış partiküller içerirler^{14,15}.

5- Mikrofil Kompozit Resinler

Partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinlerdir. Mikrofil kompozitlerde partikül miktarları makrofil kompozitlerden daha az olup partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %35-60'dır. Mikrofil kompozitlerde inorganik doldurucular yaklaşık 0,04 µm büyüklüğünde koloidal silika partikülleridir. Bu partiküller makro dolduruculardan 200-300 kez daha küçüktür. Böylece monomer matrikse daha fazla partikül eklenmiş ve daha düzgün kompozit yüzeyi elde edilebilmiştir¹⁷. Partikül oranını yükseltmek kompozit yüzeyini olumlu yönde etkilemiş ancak viskozitenin artmasına neden olmuştur. Bu sorunu çözmek amacı ile heterojen mikrofil kompozitler geliştirilmiştir.

Heterojen mikrofil kompozitlerde önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğünde öğütülmüş ve doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Organik doldurucu diye de adlandırılan bu partiküller polimer matrikse kimyasal olarak bağlanmakta ve polimer matriks içinde çok daha iyi özellikler gösteren kümeler oluşturmaktadır. Koloidal silika ve Bis-GMA içeren prepolimerden elde edilen mikro büyüklükteki bu partiküllerin doldurucu olarak matrikse eklenmesi ile mikrofil kompozitlerde %35-60 olan partikül oranını %70-80 düzeyine çıkarılmıştır¹⁵.

6- Nanofil Kompozit Rezinler

'Nanoteknoloji' materyalleri tamamıyla yeni özelliklerde düzenlemeimkanı sağlar. Bir nanomer; bir metrenin milyarda biri (10^{-9} m) veya bir mikronunbinde biridir (10^{-3} µm). Genellikle nanoteknoloji, bileşenlerinin çapları 0,1-100nm arasında olan ürünleri tanımlamaktadır¹⁶.

Nanoteknolojinin amacı; ürünleri daha hafif, daha dayanıklı, daha ucuz ve daha hassas olarak üretebilmektir. Bu teknoloji sayesinde dental materyallerde de önemli gelişmeler sağlanmıştır. Nanoteknoloji ile düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ve aşınmaya daha dayanıklı nano ve mikro-yapılarda kompozit rezinler oluşturulmuştur¹⁷. Bu kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin hibrit kompozitlere, estetiğinin ise mikrofil kompozitlere denk olduğu ileri sürülmektedir¹⁸.

Homojen kompozit rezin: Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozit rezinlere homojen kompozit rezin adı verilir. Doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işlem yapılmadan matrikse eklenmiştir.

Hibrit kompozit rezin: Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere hibrit kompozit rezinler denir. Partikül büyüklüğü makrofil rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikrofil rezinden daha fazladır ve her iki kompozit rezinin özelliklerini taşır. Fiziksel ve mekaniksel özellikleri ile makrofil kompozit rezinlere, yüzey düzgünlüğü ile de mikrofil kompozit rezinlere benzer olan bu kompozit rezin tipinde hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır^{15,19}. Örneğin, büyük partiküller minifil düzeyinde ise kompozit rezin minifil hibrit adını alır. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentidir. Hibrit kompozit rezinlerde kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanmış ve inorganik doldurucu olarak organik matrikse katılmıştır. Buna bağlı olarak doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %75-80'e ulaşmıştır. Submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller, büyük partiküller arasına geliş güzel serpiştirildiği için yüzey düzgündür.

2.1.3.1.2. Viskozitelerine Göre Sınıflandırma

1-Kondanse edilebilen kompozit rezinler: Kondanse edilebilen kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak kondanse edilebilen visköz

kompozit rezinler üretilmiştir. Böylece kompozit rezin kaviteye basınç yapılarak yerleştirilebilir ve kontak noktaları ideale yakın bir restorasyon oluşturulabilir.

2-Akışkan kompozit rezinler: Düşük viskoziteli hibrit rezinlerdir. Doldurucu miktarları az olduğundan aşınmaya karşı dirençleri daha zayıftır. Kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Kavite tabanlarında, fissürlerin örtülmesinde ve restorasyon tamirlerinde kullanılırlar.

Günümüzde kompozit rezinleri ölçü maddeleri gibi light body, medium body ve heavy body olarak sınıflandırmak da mümkündür. Light body kompozit rezinler, düşük viskoziteli, akıcılığı yüksek rezinler olup ön dişlerin restorasyonlarında uygulanırlar. Medium body kompozit rezinler universal rezinler olup anterior ve posterior bölgede kullanılırlar. Heavy body kompozit rezinlerde doldurucu partikülleri artırılmış, ışığa daha derin penetrasyonları sağlanmış, aşınmaya karşı dirençleri artırılmış, polimerizasyon büzülmesi azaltılmış ve renk stabiliteyi iyileştirilmiştir. Heavy body rezinler posterior dişlerde uygulanır²⁰.

2.1.3.1.3. Polimerizasyonlarına Göre Sınıflandırma²⁰

1-Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler: Bu ürünler iki pastalı sistemlerdir ve kimyasal sertleşmeyi başlatmak için birinci pastada benzoil peroksit serbest radikalleri, diğerinde ise tersiyer amin içermektedirler. Bu iki pasta karıştırıldığında serbest radikaller ortaya çıkar ve polimerizasyon sürecini tetikler. Karıştırma ile birlikte polimerizasyon süreci başlamaktadır. Çalışma zamanının yetersizliği dezavantajının yanında, hazırlama aşamasındaki karıştırma homojen yapılamadığı zaman polimerizasyon reaksiyonunun tüm kompozit kütleinde düzgün bir biçimde gerçekleşememe ihtimali de vardır.

2- Ultraviyole (UV) ışıkla polimerize olan kompozitler: Polimerizasyonu sağlamak için alternatif bir teknik olarak Ultraviyole (UV) ışık kullanımı önerilmiş, ancak polimerizasyonu sağlamak için gerekli olan UV cihazlarının güvenlik problemleri yaratmaları sebebiyle bu teknik yerini görünür ışıkla polimerizasyona bırakmıştır.

3-Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler: Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler içerilerinde mavi ışıkla aktive edilebilen kamferokinon içerir. Kamferokinon yaklaşık 470 nm dalga boyu ışığa maruz kaldığında, monomerin

polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikallerin oluşmasını sağlayan iki keton reaksiyonu oluşturur. Günümüzde bu ışık genel olarak quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları ve LED (ışık yayan diyotlar) ışık kaynaklarından elde edilir.

4- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler: Bu tür rezinlerinde kimyasal polimerizasyonun yanında fotokimyasal olarak ilave bir polimerizasyon da sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu sistemler, özellikle rezin simanlarda kullanılmaktadır.

2.1.3.2. Süt Dişi Restorasyonlarında Kompozit Rezinlerin Avantajları²¹

Süt dişi restorasyonlarında kompozit rezinler; sadece çürüğün kaldırılması ile minimal diş preparasyonuna olanak sağlaması, asit uygulama ile tüm mine kenarlarına bağlanabilmesi, iyi bir kenar bütünlüğü sağlanması, termal iletkenliğinin olmaması, geliştirilmiş estetik özelliği, fraktür direncinin amalgama göre daha fazla olması, polisaj işlemlerinin ilk seansta bitirilmesi avantajlarına bağlı olarak tercih edilebilmektedirler.

2.1.3.3. Kompozit Rezin Restorasyonların Dezavantajları

Kompozit rezin restorasyonların başlıca dezavantajları polimerizasyon büzülmesi ve kenar sızıntısıdır²². Post operatif duyarlılık, renklenme ve sekonder çürük gibi klinik şikayetler de bu dezavantajlara bağlı olarak gelişmektedir.

2.1.3.3.1. Polimerizasyon Büzülmesi

Monomer adı verilen çok sayıda molekülün kimyasal reaksiyonla birleşerek polimerlere dönüşmesine polimerizasyon denir. Polimerizasyon iki farklı tip reaksiyonla oluşur. Bunlar; ilave polimerizasyon ve kondensasyon polimerizasyonu olarak adlandırılır²³. Metakrilat esaslı kompozit rezinler ‘ilave polimerizasyon’ ile üretilir. İlave polimerizasyon; benzer moleküllerin kimyasal bir değişikliğe uğramadan yüksek sayıda tekrarlanarak aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı makromoleküle dönüşmesidir.

Rezin materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi monomerin polimerin zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan ve %1,5-3 arasında değişen hacimsel bir büzülme söz konusudur. Kompozit rezinler, polimerizasyon sırasında monomer yapıdan polimer yapıya geçerken büzülme gösterirler. Buna “polimerizasyon büzülmesi” denir. Bu büzülme esnasında kompozit yapı, dış sert dokusundan ayrılma eğilimi gösterir. Polimerizasyon büzülmesi rezin matrisi ile ilişkili bir problemdir. Işınlama sırasında tekil rezin molekülleri birbirlerine doğru hareket ederler ve polimer bir ağ oluşturmak için kimyasal bağlarla birbirlerine bağlanırlar. Bu reaksiyon belirgin bir hacim küçülmesine neden olmaktadır. Polimerizasyon sırasında boyutsal olarak stabil kalan materyaller, mine ve dentine bağlanmanın iyi bağlanabilen materyallerdir ve bu sayede fonksiyonel stresler altında restorasyonun stabilitesinin artmasının sağlanabileceği bildirilmiştir²⁴.

Polimerizasyon büzülmesi ve stresi restoratif materyalin performansını etkileyen bir unsur olmaktadır. Polimerizasyon stresi kompozitlerin ışınlanma aşamasında oluşmaktadır ve kavite duvarları arasında polimerizasyon büzülmesi gelişmektedir. Rijid dış yapısı bu kuvvetlere belli bir süre dayanmakta, fakat bir aşamadan sonra marjinlerde boşluklar veya sağlıklı diş yapısında deformasyon başlamaktadır. Bu kuvvetler veya gerilimler ‘polimerizasyon stresi’ terimi altında tanımlanmaktadır. Restoratif materyallerde polimerizasyon stresini belirleyen 3 faktör vardır: 1)polimerizasyon büzülmesi 2) materyalin içsel-internal akışkanlığı 3) polimerizasyon kinetiği (polimerizasyon hızı). İnternal akışkanlığı az, fazla büzülme gösteren ve birkaç dakikada hızlıca sertleşen bir materyalin polimerizasyon stresi çok fazla olacaktır.

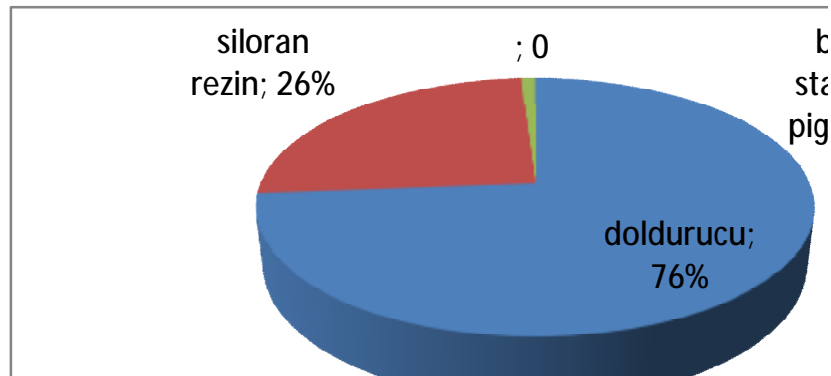
Restorasyonların uzun dönemli marjinal uyumunu sağlayabilmek için büzülme ve polimerizasyon stresi azaltılarak mine ve dentine yüksek bağlanma dayanımı sağlanmalıdır. Polimerizasyon büzülmesi ile mikrosızıntı, birbirleriyle ilişkili kavramlardır ve bunların azaltılması için birçok yöntem önerilmiştir. Bu yöntemler, ışık ile polimerize olan kompozitlerin tabakalar halinde kaviteye uygulanıp polimerize edilmesini, kavite yüzey kenarlarının bizotajlanmasını, rezinle veya poliasitle modifiye cam iyonomerlerin kaide maddesi olarak veya sandviç tekniği ile kullanılmasını ve aşamalı ışık cihazlarının kullanılmasını kapsamaktadır²⁵.

Rezin yapısı, inorganik doldurucu partikül oranı ve doldurucu tipi polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler arasında sayılabilir. Yüksek molekül

ağırlığı olan kompozit rezinler daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Kompozit rezinlerin yapısında yapılan değişikliklerle de polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılmaktadır.

Siloran esaslı kompozit rezin düşük büzülme gösteren posterior bir restoratif sistem olarak 3M firması tarafından Filtek™ Silorane adı ile piyasaya sunulmuştur. Piyasadaki en az büzülme gösteren rezin sistemi olduğu iddia edilmektedir (□ %1). Büzülmenin konvansiyonel metakrilat esaslı kompozit rezinlere göre düşük olmasının nedeni siloran kimyasına dayanmaktadır.

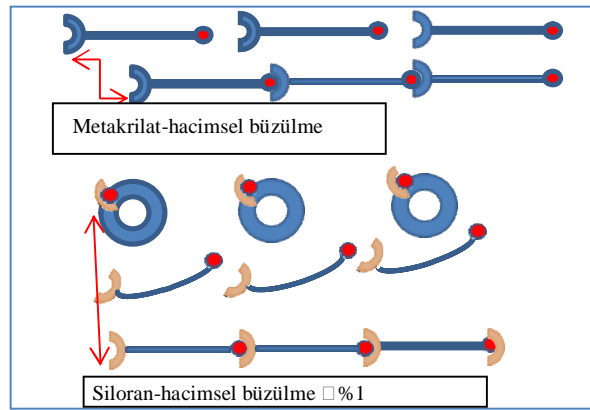
Siloran esaslı kompozit rezinin kimyasal yapısını siloksan ve oksiran blokları oluşturmaktadır. Siloksanlar belirgin hidrofobik özelliklerinden dolayı endüstriyel olarak kullanılmaktadırlar. Siloran kimyasının rezinin yapısında kullanılmasıyla siloksanların bu özelliğinin avantajlarından yararlanılmaktadır. Oksiranlar ise yüksek kuvvetlerin ve zorlu fiziksel çevrenin olduğu ortamlarda, spor gereçlerinde-tenis raketi, kayak, otomotiv ve havacılık sektörü gibi pek çok farklı teknik alanlarda uzun zamandır kullanılmaktadır. Oksiran polimerleri düşük büzülme, çeşitli fiziksel ve kemo-fiziksel kuvvetlere ve değişkenlere karşı stabilitesini koruması gibi özellikleri ile bilinmektedir. Bu iki kimyasal yapısal bloğun kombinasyonu, restoratif sistemin biyouyumluluk, hidrofobiklik ve düşük büzülme özelliklerini sağlamaktadır. Başlatıcı sistemin ve doldurucuların en iyi performansı sağlayacak şekilde adapte edildiği bildirilmektedir²⁶. Buna göre; doldurucu % 76, siloran rezin %23, başlatıcı %0,9, stabilize edici % 0,13 ve pigmentler %0,005 oranlarında bulunmaktadır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Siloran esaslı kompozit rezinde bileşenlerin yüzdesi

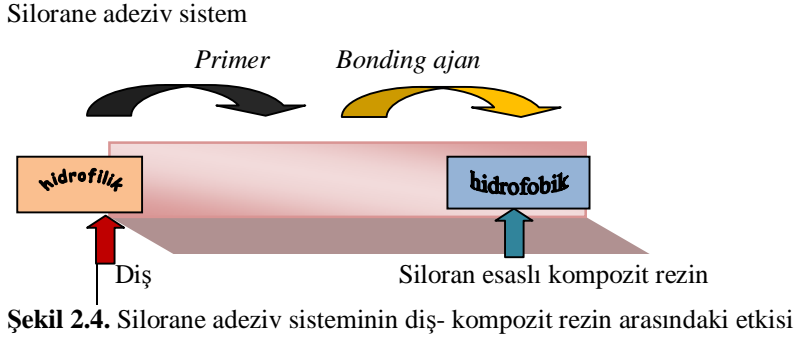
Siloran esaslı kompozit rezinin polimerizasyon sürecinde, düşük polimerizasyon kontraksiyonu sağlayan katyonik halka açılımlı reaksiyon görülmektedir. Metakrilat bazlı rezinlerde çift bağlar ile eklenme (additional) tipinde polimerizasyon- radikalik katılma polimerizasyonu gerçekleşmektedir (Şekil 2.3).

Işınlama sırasında gerçekleşen halka açılımlı polimerizasyon sayesinde polimerizasyon büzülmesi miktarı azalmaktadır. Bu süreçte moleküller, yanındaki moleküllere yaklaşarak kimyasal bağlar oluşturmakta ve hacimsel kayıp az miktarda olmaktadır. Metakrilatların lineer reaktive gruplarının aksine siloran bloklarının halka açılımlı kimyası bölünerek halka açılır, boşluklar hacim kaybını önler, hacimsel büzülme azalır.



Şekil 2.3. Siloran ve metakrilat esaslı kompozit rezinlerin polimerizasyonları

Siloran esaslı kompozit rezin sadece kendi self etch adeziv sistemi ile kullanılabilir. Siloksan yapısına bağlı olarak siloran esaslı kompozit rezin konvansiyonel metakrilat rezinlere göre daha hidrofobiktir. Bu özelliği su emilimini ve buna bağlı gelişen olayları azaltır. Buna göre bu adeziv sistem hidrofilik olan diş yapısıyla hidrofobik olan rezin arasında bir köprü görevi görmektedir (Şekil 2.4). İki aşamalı adeziv sistemi primer ve bonding ajanlarından oluşmaktadır. Primer daha hidrofildir, dişle kuvvetli ve sağlam bir şekilde adezyonu sağlar. Bonding ajan ise hidrofobik olan rezine bağlanmayı sağlayabilmek ve ıslatabilmek için optimize edilmiştir²⁶.



2.1.3.3.2. Mikrosızıntı

Kompozit rezin ile kavite duvarları arasında meydana gelen mikroaralıktan bakteriler, ağız sıvıları, moleküller ve iyonlar ile havanın geçişi gerçekleşmektedir. Bu durum mikrosızıntı olarak adlandırılmaktadır²⁷. Mikrosızıntı ile beraber kavite duvarında renkleşme, sekonder çürükler, postoperatif ağrı ve pulpa iltihabı gibi komplikasyonlar gelişebilmektedir. İleri durumlarda ise restoratif materyallerde kırılmalar ve restorasyon kaybı görülebilmektedir. Bu nedenle ideal bir restoratif materyal diş dokularına mikrosızıntıyı önleyecek şekilde bağlanmalıdır.

Mikrosızıntının nedenleri arasında kullanılan dolgu materyali ile diş dokuları arasındaki termal genişleme katsayısı farklılığı, kullanılan dolgu materyalinin polimerizasyon büzülmesi, zaman içerisinde dolgu yüzeyinin aşınması, dolgunun okluzal kuvvetler ile elastik deformasyona uğraması, restorasyonun yerleştirilmesi esnasında gerekli kurallara uyulmaması sayılabilir.

Pek çok restoratif materyalin değişik oranlarda mikrosızıntı göstermesi nedeniyle, mikrosızıntının tespit edilmesi değerlendirilmesi gereken bir problemdir. Sızıntının tespiti için çalışmalarda birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar arasında boya sızıntı çalışması, spektrofotometrik sızıntı ölçümü, bakteriyel mikrosızıntı çalışmaları ve otoradyografik teknikler bulunmaktadır²⁸.

*Boyama yöntemi*²⁸: Boya penetrasyonu ile mikrosızıntının incelenmesi, hızlı ve direk ölçüm sağlamaları, görünen ışık altında kolaylıkla saptanabilmeleri, sert dokularla reaksiyona girmemeleri, ucuz ve non toksik olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılan ve tercih edilen bir yöntemdir. Bu yöntemde kenar sızıntısının tespit edilebilmesi için özel boyalar kullanılmaktadır. Bu amaç için kullanılan boyalar, solusyon veya farklı

boyutlarda partiküller içeren süspansiyon şeklindedir. Boyama tekniklerinde boyanın partikül büyüklüğünün dentin kanallarının çapından daha geniş olmaması tercih edilmektedir(1-4µm)²⁹.

Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalar; metilen mavisi (% 0.2-2), bazik fuksin (%0.5- 2), florosan (%2-20), kristal viyole (%0.05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0.25), eritrosin (%2) ve Rodamin B (%0.2)'dir. Bu teknikte çekilmiş ve restore edilmiş dişin mikrosızıntı içi değerlendirilecek bölge dışında kalan tüm yüzeyi bir izolan ile kapatılır. Daha sonra boya maddesinin cinsine ve yoğunluğuna göre örnekler belli bir süre bu solusyon içinde bekletilir ve bekletildikten sonra akn su altında yıkanıp izolan madde temizlenir. Örnekler daha sonra kesit alma, şeffalaştırma veya volumetrik ölçüm yöntemlerinden biri kullanılarak incelenir.

*Radyoizotop yöntemi*²⁸: Bu yöntem, boya penetrasyon yönteminden sonra en sık kullanılan yöntemdir. Bu amaçla Ca45, I131, S35, Na22, Rb86, C14 ve P32 izotopları kullanılmaktadır. Bu radyoizotopların restorasyon ile diş dokusu arasından geçişi çekilen radyografilerle gösterilir. Bu yöntemin avantajı izotop moleküllerinin büyüklüğünün boya moleküllerine göre daha küçük olmaları nedeniyle daha iyi detay vermesidir. Mikrosızıntı derecelerinin belirlenmesinde, boya yönteminden daha hassas olmasına rağmen diffüze olan sıvıların kimyasal aktivitesi ve iyonik etkileşimi, mikrosızıntı miktarını etkileyebilir ve farklı izotopların kullanımı, restorasyonlarda değişik sızıntı dereceleri gösterebilir. Bu nedenle bu yöntemin en önemli dezavantajı; kullanılacak olan izotop seçiminden itibaren çok hassas bir çalışma gerektirmesi ve radyoaktif madde kullanılıyor olmasıdır.

*Kimyasal İşaretleyicilerin Kullanılması*²⁸: Bu yöntemde iki renksiz bileşik kullanılır ve bunların reaksiyona girmesiyle opak bir görüntü elde edilir. Kullanılan her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olması gerekir. Gümüş tuzları (sıklıkla %50'lik gümüş nitrat tuzu) en çok tercih edilen işaretleyicilerdir.

Elektrokimyasal analiz: Bu yöntemde çekilmiş diş köküne bir elektrot yerleştirilerek, restorasyon ile iletişim sağlanır. Restore edilen diş elektrolit banyosuna batırılır. Diş ile banyo arasına potansiyel enerji uygulanır ve rezistanstan geçen akım ölçülerek mikrosızıntı değerlendirilir³⁰.

Bakteriyel sızıntı: Yöntem restorasyonların kenarından sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesi esasına dayanmaktadır. Mikrosızıntı sayısal

olarak değil, nitel olarak tespit edilir. Bakterilerin, bakteri ürün ve toksinlerinin sızabilmesi için kenar aralığı 0.5-10 µm veya daha fazla olmalıdır. Daha küçük aralıkların belirlenmesi bu yöntemle zordur. Fakat bakteriyel yöntemlerle tespit edilemeyecek kadar küçük aralıkların, bakteri ürün ve toksinlerinin geçişine izin vermeyeceği için klinik açıdan pek bir önemi de yoktur³⁰.

*İnsan serumu sızıntısı yöntemi*²⁸: Bu yöntemde kök kanal tedavisi yapılarak apikal üçte biri doldurulan kanalların köklerine radyoaktif C insan serumu albumini enjekte edilerek köklerin 3-4 mm'lik apikal kısımları fizyolojik insan serumu albumini içine batırılır. Bekledikten sonra kapta bulunan solusyonun 5ml'si geri çekilerek beta spektrometresinde oluşan sızıntının miktarı ölçülerek değerlendirilir.

Basıncılı hava kullanımı: Bu yöntemde, kök kanalı ve pulpa odası boyunca basınçlı hava verilerek statik bir sistem içinde kaybolan basınç ölçülür. Suya gömülmüş restorasyon materyalinin kenarından hava kabarcıkları çıkışının mikroskopik olarak gözlenmesi, kenar bütünlüğü hakkında bilgi verir. Basıncılı hava yönteminin diş dokusu üzerine herhangi bir zararlı etkisi yoktur. Fakat bu yöntem ile sızıntının gerçek boyutları hakkında detaylı bilgi edinilemez. Hava basıncı testleri restorasyonun tüm kenarları boyunca sızıntı olduğu fikrini verebilir ve bu durum klinik görüntüyü tam olarak yansıtmaktan uzaktır^{28,30}.

*SEM Analizi*²⁸: Boyama yönteminde kullanılan boyalardan herhangi birisiyle mikrosızıntının belirlenmesinin ardından örneklerin SEM mikroskopunda analizi yapılarak restorasyon materyaliyle kavite duvarları arasındaki kenar uyumunun incelenmesi esasına dayanmaktadır. Yöntemin en önemli dezavantajı; örneklerden kesit alınması esnasında oluşabilecek boşlukların ölçüm esnasında yanlış değerlendirmelere yol açabilmesidir³¹.

*Nötron aktivasyon analizi*²⁸: İn vivo olarak restorasyonun kenarına Manganez gibi kimyasal bir işaretleyici yerleştirilip daha sonra çekilen dışın nükleer reaktörde bombardımana uğratarak kenar sızıntısının belirlenmesi yöntemidir. Bu yöntem mikrosızıntının lokalizasyonu hakkında bilgi vermez.

*Alternatif yöntemler*²⁸: Bu yöntemlere alternatif olarak güncel olarak başka sızıntı ölçüm yöntemleri de geliştirilmiştir. AgNO₃ solusyonuyla sızıntının incelenmesinde geri saçılma elektron modunda tarama elektron mikroskobu (BSE-SEM) veya eş zamanlı alan emisyonu (FEI-SEM) veya geçiş elektron mikroskobu

(TEM) sızıntının değerlendirilmesi amacıyla kullanılabilir. Ayrıca yeni görüntüleme tekniklerinden olan çoklu foton lazerle uyarılan boyalar daha derin penetrasyon ve daha yüksek çözünürlük imkanı sağlarlar. Ancak bu tekniklerin özel cihazlar, detaylı teknik bilgi ve yüksek maliyetli alt yapı gerektirmeleri her çalışmada rutin kullanımlarını engellemektedir.

2.2. Bağlanma (Adezyon)

Adezyon (bağlanma) kelime olarak Latince'deki adhaere kelimesinden gelmektedir. Adeziv terminolojisinde adezyon ya da bağlanma bir maddenin başka bir maddeye yapışmasıdır. Bu maddeye ya da yüzeye adherent, adezyonu oluşturan maddeye ise adeziv denmektedir³². Bağlanma fiziksel, mekanik ve kimyasal olabilir.

2.2.1. Bağlanmayı Etkileyen Faktörler

Bağlanmanın dayanıklılığı ve kalıcılığı birkaç faktöre bağlıdır. Adezyon için adeziv ve adherent arasında kusursuz bir temas olması gerekir. Adezivin adherent yüzeyini (mine veya dentin yüzeyi) etkili bir şekilde ıslatabilmesi için adezivin yüzey geriliminin adherentin serbest yüzey enerjisinden daha düşük olması gerekmektedir. Adherentin heterojen olan dokusal özellikleri, kavite preparasyonu süresince oluşan yüzey kontaminasyonu, smear tabakası, bağlanmaya karşı koyan eksternal streslerin gelişimi, bileşim yüzeyindeki yüklerin dağılımı ve adezivin fiziksel-kimyasal özellikleri önemli parametrelerdir. Nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimleri, pH, beslenme, çiğneme alışkanlıkları gibi ağız içi şartları da materyal ve diş dokusu arasındaki bağlantıyı etkileyen önemli faktörlerdendir.

2.2.2. Diş Dokularına Bağlanma

Adeziv restoratif materyallerin diş dokularına bağlanma performansları anatomik farklılıkları nedeniyle ve dentinde değişiklik göstermektedir. Ayrıca anatomik özelliklerine bağlı olarak süt dişi ve daimi diş dokuları arasında da farklılıklar olmaktadır.

2.2.2.1. Mineye Bağlanma

Dental materyallerin mineye bağlanması dentin ile karşılaştırıldığında daha kolaydır. Mineye bağlanma için asitle dağlama pürüzlendirme (asit etching) tekniği geliştirilmiştir³³. Asitleme işlemi diş yüzeyindeki organik film tabakasının kaldırılması, mine yüzey enerjisinin artırılması ve rezin materyalin içine akabileceği mikroçukurcukların oluşturulması için yapılır. Asitleme sonrasında rezinin dişe olan bağlanma kuvveti artar, materyal ile diş arasındaki mikrosızıntı azalır ve restorasyonun başarı oranı yükselir. Asitleme işlemi için %37-50'lik fosforik asit likit ve jel formları kullanılmaktadır.

Süt dişi minesini ile daimi diş minesini arasındaki yapısal farklılıklar nedeni ile süt dişi minesinin asitlenmesi ile ilgili karmaşalar vardır. Süt dişi minesinin en dışında yer alan prizmasız tabaka aside karşı direnç göstermekte ve rezinin tutuculuğu için gerekli yüzeyin oluşmasını engellemektedir³⁴. Mine-dentin birleşim alanının karışık bir anatomik yapıya sahip olması adeziv materyallerin bağlanmasını etkileyebilir. Bu bölgede mine ve dentinden daha az mineralize, fibril ile kuvvetlendirilmiş bir bağlantı alanıdır³⁵. Mineral içeriğinin az olması, dentin tübül dalları ve kollagen bantların varlığının asit solüsyonunun yayılımını hızlandırdığı düşünülmüştür.

2.2.2.2. Dentine Bağlanma

Dentinin yapısı ve kimyasal içeriği, mineye asit uygulanması ile elde edilen mikromekanik tutuculuğa izin vermez. Yüksek protein içeriği nedeni ile yüzey enerjisi düşük olması adezivin dokuyu ıslatmasını zorlaştırır³⁶. Ancak günümüz adezyon teknolojisi ile kaliteli hibrit tabakası ve mikromekanik tutuculuk oluşumu sağlanarak etkin bir bağlanma elde edilebilmektedir³⁷.

Dentin yapısındaki dentin tübüleri, dentin lenfi, odontoblast uzantıları ve intertübüler dentin ile dolu olup pulpa ile direk ilişkilidir. Dentin tübüleri intertübüler dentine göre daha iyi mineralize olmuş peritübüler dentin ile çevrilidir. Peritübüler dentinde intertübüler dentine göre daha az lif vardır. Bu yüzden minede uygulanan ve tutuculuğu artıran asit ile pürüzlendirme veya mekanik retansiyonlar dentinde başarılı olamaz.

Dentin kanalları, yüksek su içeriği, smear tabakasının varlığı ve sklerotik dentin, hipermineralizasyon gibi patofizyolojik değişiklikler çok önemli olup dentine bağlanmayı etkileyen faktörlerdir³⁸.

Minede %92 inorganik hidroksiapatit varken dentinde sadece %45 inorganik yapı mevcuttur. Hidroksiapatit kristallerinin dağılımı minedeki gibi düzenli değildir³⁹. Bu yapısal özellikler rezin monomerin dentin kanalcıkları içine penetrasyonunu engellediğinden dentinin organik ve inorganik yapısı ile bağlanabilen dentin adezivler geliştirilmiştir.

Dentine bağlanma dayanımı; yaş, dentin derinliği, kalsiyum konsantrasyonu, nemlilik, smear tabakası gibi faktörlerden de etkilenmektedir⁴⁰. Derin dentinde tübüllerden gelen nem nedeni ile bağlanma dayanıklılığı daha düşüktür. Rezin-dentin bağlantısındaki zorlukların diğer bir kaynağı da dentinin yapısındaki değişikliklerdir. Sklerotik dentine rezin penetrasyonu normal dentinden daha azdır. Bu durum başarılı bir bağlantı oluşumunu tehlikeye atabilir⁴¹. Bağlantıyı etkileyecek başka bir faktör de smear tabakasının varlığıdır. Kavite preparasyonu sırasında oluşan smear debrisleri, smear tıkaçları ile dentin tübüllerini kapatarak dentinin geçirgenliğini azaltırlar⁴¹.

2.2.3. Kompozit Rezinlerin Bağlanma Dayanımlarının Ölçülmesi

Yeni çıkan dentin adeziv sistemlerinin ve restoratif materyallerin etkinliklerinin değerlendirilmesi amacıyla bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır. Diş ve rezin arasındaki bağlanma dayanımını ölçmek, iki veya daha fazla markanın ürününü karşılaştırmak ve sonuçlara göre ürünlerin kullanım yerlerini belirlemek amaçlarıyla bağlanma dayanımı değerlendirilmektedir. Bağlanma dayanımı test sonuçlarını etkileyen çeşitli parametreler mevcuttur. Dentin yapısı, kompozit rezinli ve bonding ajan uygulanmış yüzey, örneklerin saklanma koşulları ve test dizaynı (crosshead speed), bu parametrelere örnek olarak gösterilebilir⁴².

Uzun dönem klinik takiplerin, zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan, laboratuvar bağlantı dayanımı testleri dental materyaller ve tekniklerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Laboratuvar testlerinin spesifik bir parametrede verileri kısa zamanda toparlayabilme, test yöntemlerinin uygulanmasının kolay olması, diğer değişkenler sabitken tek bir özellikli parametrenin

değerlendirilmesi, güncel olarak altın standart kabul edilen bir materyal veya yöntem ile yeni veya deneysel bir materyalin veya tekniğin karşılaştırılması, tek bir çalışma ile farklı deneysel grupları değerlendirilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır.

Bağlanma dayanımı, diş yapısına bağlanan kompozit rezinlere gerilme veya makaslama kuvvetleri uygulanması ile ölçülür. Kompozit rezinlerin bağlanma dayanımlarının ölçümlerinde makaslama(shear), gerilim (tensile), mikro-gerilim (micro-tensile) ve mikro-makaslama (micro-shear) bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır.

Makaslama bağlantı dayanım testi, diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro deney testidir. Bağlanma dayanım çalışmalarında en sık kullanılan test yöntemidir. Bu testin sık kullanılmasının nedeni örnek hazırlanmasının kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını başarılı bir şekilde taklit edebilmesidir. Uygulaması kolay ve hızlı bir yöntemdir.

Bağlanma gücü birim alandaki adeziv/adherent ara yüzünde ya da yakınında meydana gelen kırığı oluşturmak için gereken kuvvettir. Bağlanma dayanımı, dentin bonding ajanın uygulandığı alanla doğru orantılıdır ve bu nedenle alanın ölçülerini bilmek bağlanma dayanımını hesaplayabilmek için gereklidir. Test cihazına örnek yerleştirilip sabitlendikten sonra yüzey alanı, hız ve break sensitivity değerleri girilerek yön belirten düğmeye basılarak test süreci başlatılır. Yüklemedeki hassasiyet makaslama tipi testlerde daha fazla önemlidir. Makaslama kuvvetleri halka ve bıçak sırtı gibi uçlarla farklı şekillerde uygulanabilir. Kompozit rezin ara yüzeyine seçilen prob yardımı ile makaslama kuvveti uygulanarak kırıldığı andaki kuvvet belirlenir. Makaslama testi sırasında kopma olana kadar ağırlık yüklemesi yapılır.

Geleneksel bağlanma dayanım test metodları için hazırlanan örneklerde geniş bağlantı yüzeyi (7-12 mm) kullanılmaktadır. Bu test metodlarında örnekler kırılırken, sıklıkla dentinde koheziv başarısızlık meydana gelmektedir. Bu tip başarısızlık materyalin kendi içerisindeki bir kırılma olduğu için adezivin bağlanma dayanımına ilişkin doğru bilgileri yansıtmamaktadır. Geleneksel bağlanma dayanım testlerinde dentin-rezin ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımının olduğu gösterilmiştir^{43,44}. Sano ve ark. adeziv ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımını elimine edecek bir bağlanma dayanım testi arayışına girmişler ve mikro gerilim bağlanma dayanım test metodunu geliştirmişlerdir⁴⁵.

Mikro-bağlanma dayanım testlerinde 0.25 ile 1 mm²' lik adeziv uygulanmış örneklerdeki stresler ölçülebilmektedir^{46,47}. Mikro testler, yüksek bağlanma dayanım değeri ve çok düşük varyasyon katsayısı elde edilmesiyle güvenilir sonuçların ortaya çıkması, koheziv başarısızlık sayısının azalması, adeziv başarısızlık sayısının artması, 1mm² veya daha küçük yüzey alanına sahip kesitlerin bağlanma dayanımlarının test edilebilmesi, dişin farklı bölgelerinde ve farklı derinliklerinde bağlanma dayanımının ölçümüne olanak sağlaması, aynı diştten çok sayıda örneğin elde edilmesine olanak sağlaması, irregüler yüzey üzerinde yapılan bağlanma testlerine izin vermesi avantajlarına sahiptir⁴⁷. Mikro test metodu yukarıda bahsedilen avantajlarının yanı sıra laboratuvar işlemlerinin zor olması, teknik hassasiyet ve özel donanım gerektirmesi ve örneklerin küçük olmasından dolayı kolay dehidrate olması gibi dezavantajlara da sahiptir⁴⁷.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamız Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Mühendislik Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı olanaklarından faydalanılarak yapılmıştır.

Çalışmamızda iki farklı kompozit rezinin dentine olan bağlanma dayanımları ile mikrosızıntı miktarına etkileri in vitro şartlarda, insan süt ve daimi molar dişleri kullanılarak araştırılmıştır. Bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama test yöntemi ve mikrosızıntı miktarlarını değerlendirmek için boya penetrasyonu yöntemi seçilmiştir.

3.1.Kullanılan materyaller

Çalışmamızda kullanılan materyallerin kimyasal içerikleri ve üretici firmaları tabloda verilmiştir (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.2’de oluşturulan deney ve kontrol grupları ve kullanılan kompozit rezinler ve adeziv materyaller gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Deneyleerde kullanılan materyaller, içerikleri ve üretici firmalar

Materyal	Kimyasal içerik	Üretici firma
Filtek Silorane kompozit rezin	Türü: mikrohibrit Siloran rezin Kamforokinon İyodinium tuzları Elektron donör Quartz doldurucu Yttrium florid Stabilize ediciler Pigmentler Doldurucu oranı hacimce %76	3M ESPE, USA
Filtek Silorane adeziv sistemi self-etch primer	Fosforile metakrilat Vitrebond kopolimer™ BisGMA HEMA Su Etanol Silanlanmış silika doldurucu Başlatıcılar Stabilizer	3M ESPE, USA
Filtek Silorane adeziv sistemi self-etch bonding ajan	Hidrofobik dimetakrilat Fosforile metakrilat TEGDMA Silanlanmış silika doldurucular Başlatıcılar Stabilizers	3M ESPE, USA
Filtek Z250	Türü: mikrohibrit üretan dimetakrilat Bisfenol A polietilen glikol dieter dimetakrilat Trietilen glikol dimetakrilat Kamforokinon ZrO ₂ -SiO ₂ Doldurucu oranı hacimce %60	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Clearfil SE Bond primer	10-metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) Hidrofobik alifatik dimetakrilat di-kamforokinon N,N-dietanol-p-tolidin Su	Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan

Çizelge 3.2. Çalışma grupları, kullanılan adeziv sistemler ve kompozit rezin materyaller

	Kullanılan materyaller	
	Deney grubu	Kontrol grubu
Adeziv sistem (self etch)	Filtek Silorane adeziv sistemi =primer +bond 3M ESPE, USA	Clearfil SE adeziv sistemi =primer+bond Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan
Kompozit	Filtek Silorane kompozit materyali 3M ESPE, USA	Filtek Z250 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD

3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Deneyi için Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

Bağlanma deneyi için çeşitli nedenlerden dolayı çekilmiş, çürüksüz, restorasyonsuz, bukkal yüzeyleri sağlam 40 adet süt ve 40 adet daimi olmak üzere toplam 80 adet molar diş kullanıldı. Çekilmiş molar dişlerin kan ve yumuşak doku artıkları periodontal küretler ile temizlendikten sonra akan su altında yıkandı. Dişlerin bukkal yüzeyleri ışık mikroskobu (Olympus® BX50, Tokyo, Japan) altında incelenerek çatlak, kırık ve yapısal defekt içeren dişler çalışmadan çıkartıldı (Şekil 3.1). Çalışmaya dâhil edilecek olan dişler kullanılmaya kadar distile su içinde bekletildi ve su periyodik olarak her hafta değiştirildi.



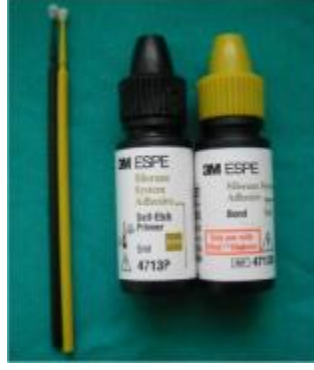
Şekil 3.1. Işık mikroskobu (Olympus® BX50, Tokyo, Japonya) ve Stereomikroskop (Olympus® SZ40, Tokyo, Japonya)

Dişlerin yüzeylerini hazırlamak amacıyla aeratöre takılan fissür frez ile (Meisinger Lot 527977 837LG012, Germany) su soğutması altında bukkal yüzeydeki mine dokusu uzaklaştırıldı. Her 5 dişte bir frez değiştirildi. Dentin yüzeylerinde standart bir smear tabakası elde edebilmek için ince grenli 600 derecelik silikon karbid su zımparası ile 30 sn boyunca zımparalama yapıldı. Mekanik preparasyonu tamamlanan dişlerin bukkal yüzeylerinde mine dokusunun kalıp kalmadığını değerlendirmek için dişler stereomikroskop (X25 büyütme ile) (SZ 40, Olympus, Tokyo, Japonya) altında incelendi (şekil 3.1).

Makaslama testini uygulayabilmek için dişlerin yerleştirileceği akrilik blokları hazırlamak amacıyla universal test cihazındaki (Testometric Ax, M500-25kN, Rochdale, İngiltere) yuvanın çapı ölçülerek bu ölçülere uygun paslanmaz çelik silindirik kalıplar (4cm boy, 2.7cm çap) hazırlandı. Bukkal yüzeyleri hazırlanan dişler, dentin yüzeyleri yer düzlemine paralel olarak açıkta kalacak ve silindirik kalıbın merkezinde olacak şekilde bu kalıplarda hazırlanan soğuk akrilik içine yerleştirildi. Akrilik bloğa gömülmüş olan süt ve daimi molar diş örnekleri kendi aralarında deney ve kontrol grubu olarak ikiye ayrıldı.

3.2.1. Süt ve Daimi Molar Deney Gruplarının Hazırlanması

Deney grubunu oluşturan süt ve daimi diş örneklerine siloran esaslı kompozit rezinin kendi adeziv sistemi üretici firmanın önerdiği talimatlar doğrultusunda uygulandı. Self etch primer siyah mikrofırça ile hazırlanan dentin yüzeyine 10sn süreyle uygulandı, hafifçe hava sıkılarak 10 saniye led ışın cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra adeziv sistemin bonding ajanı yeşil mikrofırça ile 10 sn boyunca yüzeye uygulandı, hafifçe hava sıkılarak 10 sn led ışın cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Silorane adeziv sistemi

Adeziv sistemin uygulanmasının ardından 5mm uzunluğunda 4mm çapında hazırlanan plastik silindirik tüpler yardımı ile siloran esaslı kompozit rezin inkremental teknik ile 2 tabaka halinde yerleştirilerek 40 sn led ışın cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.3). Oda sıcaklığında yarım saat bekledikten sonra plastik tüpler bistüri ile kesilerek kompozit rezin bloktan uzaklaştırıldı.



Şekil 3.3. Siloran esaslı kompozit rezin-Filtek Silorane

3.2.2. Süt ve Daimi Molar Kontrol Gruplarının Hazırlanması

Kontrol grubunu oluşturan süt ve daimi diş örneklerine seçilmiş olan self etch adeziv sistem ve metakrilat esaslı kompozit rezin materyal üretici firmalarının talimatları doğrultusunda uygulandı. Self etch adeziv sistemin primeri hazırlanan dentin yüzeyine fırça ile 20 sn süreyle uygulandı ve hafifçe hava sıkıldı. Daha sonra self etch adeziv sistemin bonding ajanı farklı bir fırça ile primer uygulanmış alana uygulandı, hafifçe hava sıkılarak kurutuldu ve 10 sn süreyle led ışın cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Clearfil SE Bond adeziv sistemi

Self etch adeziv sistem uygulanmış olan alana 5 mm yüksekliğinde 4 mm çapında plastik silindirik tüpler kullanılarak metakrilat esaslı kompozit rezin materyal inkremental teknik ile 2 tabaka şeklinde yerleştirilerek 40 sn led ışın cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Metakrilat esaslı restoratif kompozit rezin materyali-Filtek Z250

Çalışmamızda her iki kompozit rezin materyalin A2 rengi kullanıldı ve polimerizasyon işlemleri aynı ışık kaynağı ile yapıldı. (Elipar Freelight 3M ESPE) Işık kaynağının gücü düzenli olarak kontrol edilerek $400\text{mW}/\text{cm}^2$ olarak sabit tutuldu (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. 3M ESPE Elipar Freelight LED ışın cihazı

3.2.3. Deney ve Kontrol Grubu Örneklerine Makaslama Testinin Uygulanması

Örnekler hazırlanmalarını takiben, üniversal test makinesine bağlanana kadar 24 saat süre ile oda sıcaklığında distile suda bekletildi.

Örneklerin akril içine gömüldüğü paslanmaz çelik silindir kalıplar makaslama testi için kullanılacak olan üniversal test cihazındaki (Testometric Ax, M500-25kN, Rochdale, İngiltere) yuvaya yerleştirilerek bir vida yardımı ile sabitlendi (şekil 3.7 ve 3.8).

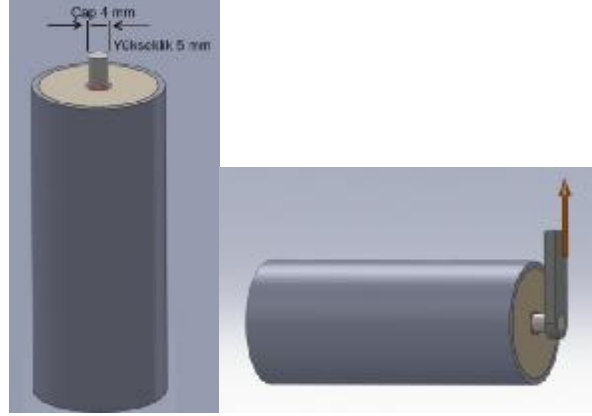


Şekil 3.7. Paslanmaz çelik silindirik kalıplar içine hazırlanan soğuk akriliğe gömülen dişler

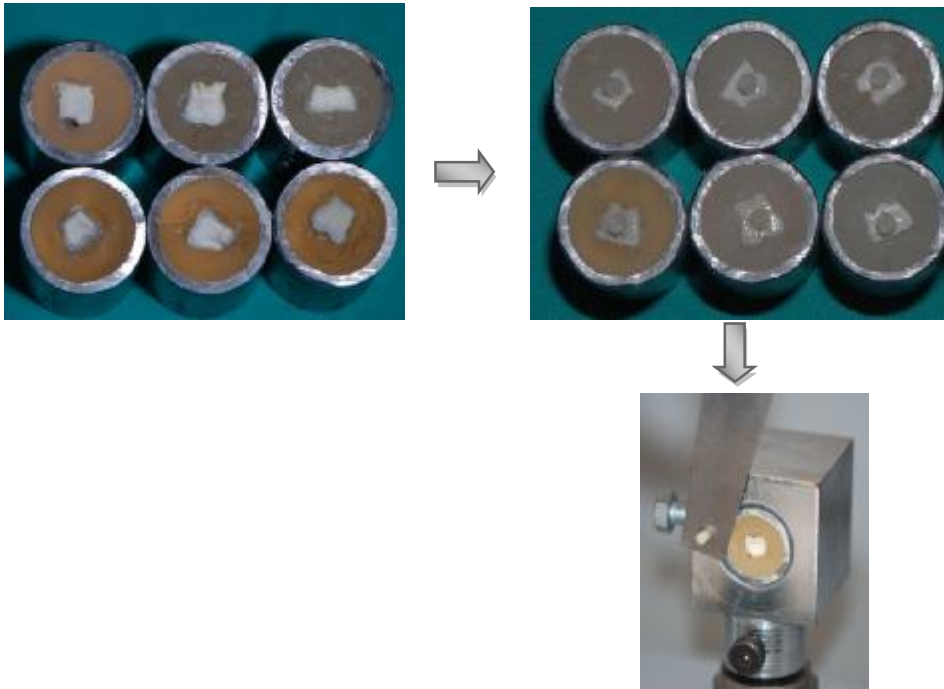


Şekil 3.8. Testometric M500 25kN, Rochdale, UK

Yükleme ucu örnek yüzeyine gelen kuvvetin paralel gelmesini sağlayacak şekilde ayarlandı. Cihazın hareket eden parçasına bağlanan ve halka uçlu yükleme ucu ile kompozit rezin kopana kadar okluzal yüzeye paralel olacak şekilde kuvvet uygulandı (şekil 3.9 ve 3.10). (S=1mm/min Break sensitivity=5 Cell=2500kgf)



Şekil 3.9. Örneklerin makaslama testine uygun olarak hazırlanması ve makaslama testinin uygulanmasını gösteren şematik çizim



Şekil 3.10. Akrilik bloklara gömülmüş dişler ve kopma anı

Kırılma anındaki kuvvet Newton (N) olarak kaydedilmiş, daha sonra bağlanma dayanımı megapascal (MPa) olarak hesaplandı.

$$\text{Makaslama bağlanma dayanımı (MPa)} = N/\pi r^2$$

3.2.4. Kırılma Tiplerinin İncelenmesi

Makaslama testinden sonra stereomikroskop kullanılarak kırık yüzeylerin mikromorfolojisi incelendi. Kırılma tipleri; tüm kırılma adeziv tabakadaysa ‘adeziv’, tamamı dentin ya da kompozit rezin içerisinde ise ‘koheziv’, kırılmalar hem dentin hem de adezivi kapsarsa ‘miks’ kırılma olarak değerlendirildi.

3.3. Mikrosızıntı Deneyi için Dişlerin Hazırlanması

Çürüksüz, önceden yapılmış bir restorasyonu bulunmayan ve gözle görülür mine defekti olmayan, 40 adet süt molar ve 40 adet daimi molar diş rastgele seçilerek kendi aralarında iki gruba ayrıldı. Dişlerin bukkal yüzeylerine aeratör ve mikromotor ile mine-sement sınırının 1 mm üzerinde, 2 mm boyunda, 3 mm genişliğinde ve 2 mm derinliğinde 5. sınıf kavite hazırlandı. Kavite kenarlarına bizotaj uygulanmadı. Her 5 kavite açılmasında sonra frez değiştirildi. Çizelge 3.2 de gösterilmiş olan deney ve kontrol grupları oluşturuldu.

3.3.1. Süt ve Daimi Molar Deney Gruplarının Hazırlanması

Deney grubunu oluşturan süt ve daimi diş örneklerine siloran esaslı kompozit rezinin kendi adeziv sistemi üretici firmanın önerdiği talimatlar doğrultusunda uygulandı. Self etch primer siyah mikrofırça ile hazırlanan dentin yüzeyine 10sn süreyle uygulandı, hafifçe hava sıkılarak 10 saniye led ışın cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra adeziv sistemin bonding ajanı yeşil mikrofırça ile 10 sn boyunca yüzeye uygulandı, hafifçe hava sıkılarak 10 sn led ışın cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.2).

Adeziv sistemin uygulanmasının ardından kavite siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilerek 40 sn led ışın cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.3). Kompozit rezin, kaviteye kütleli teknik ile yerleştirildi.

3.3.2. Süt ve Daimi Molar Kontrol Gruplarının Hazırlanması

Kontrol grubunu oluşturan süt ve daimi diş örneklerine seçilmiş olan self etch adeziv sistem ve metakrilat esaslı kompozit rezin materyal üretici firmalarının

talimatları doğrultusunda uygulandı. Self etch adeziv sistemin primeri hazırlanan dentin yüzeyine fırça ile 20 sn süreyle uygulandı ve hafifçe hava sıklıdı. Daha sonra self etch adeziv sistemin bonding ajanı farklı bir fırça ile primer uygulanmış alana uygulandı, hafifçe hava sıkılarak kurutuldu ve 10 sn süreyle led ışın cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.4).

Self etch adeziv sistem uygulanmış kavite metakrilat esaslı kompozit rezin ile restore edilerek 40 sn led ışın cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.5). Kompozit rezin, kaviteye kütlelele teknik ile yerleştirildi.

Çalışmamızda her iki kompozit rezin materyalin A2 rengi kullanıldı ve polimerizasyon işlemleri aynı ışık kaynağı ile yapıldı. (Elipar Freelight 3M ESPE) Işık kaynağının gücü düzenli olarak kontrol edilerek 400mW/cm² olarak sabit tutuldu (Şekil 3.6).

Bütün dişlere sırasıyla kırmızı bantlı elmas frez ve kırmızı bantlı tungsten karbid frez ile bitim işlemi uygulandı ve polisaj yapıldı. Dişler hazırlandıktan sonra 24 saat distile suda bekletildi. Bütün örneklere 5°-55° C arasında 1000 kez termosiklus uygulandı. Örneklere 5°-55° C suya her seferinde 30 saniye kalacak şekilde bırakıldı. Termosiklus uygulaması sonrasında örneklere kök uçları bir kompozit rezin ile kapatıldı (Filtek Z250). İki tabaka koyu renkli tırnak cilası restorasyon kenarlarına 1.5 mm yaklaşacak şekilde kök ve kavite dışında kalan diş yüzeyine uygulandı (şekil 3.11). Böylece uygulanacak boyanın foramen apikale ve yan kanallardan pulpa boşluğu içerisine girmesi engellendi.



Şekil 3.11. Koyu renk tırnak cilası uygulanmış bir dişin görüntüsü

Bu işlem sonrasında tüm örnekler %0,5'lik metilen mavisi çözeltisi içerisinde 24 saat bekletildi. Dişler akan suyun altında yıkanarak artık boya uzaklaştırıldı ve oda ısısında kurutuldu. Dişler, Çukurova Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda mevcut olan kesit alma cihazı ile bukkolingual yönde kesildi, yüzeyleri 600 derecelik karbid su zımparası ile parlatma cihazında parlatıldı (şekil 3.12). Ve boya penetrasyon derecesi stereomikroskop ile incelenerek 0-4 dereceleri arasında değerlendirildi.



Şekil 3.12. Dişleri bukkolingual olarak kesmek için kullanılan kesit alma cihazı (solda) ve parlatma cihazı(sağda).

3.4. Verilerin İstatistiksel Analizi

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS 16.0 paket programı kullanılmıştır. İki farklı kompozit rezinin süt dişleri ve daimi dişler ile olan makaslama bağlanma değerleri arasındaki farklılıkların incelenmesi 'One Way ANOVA' ve 'post hoc çoklu karşılaştırmalar TUKEY' testi ile gerçekleştirilmiştir.

Mikrosızıntı değerleri ise normal dağılım göstermeyen parametrelerin grupların ortalamaları arasındaki farklılık 'Kruskall Wallis' testi ile değerlendirilmiş ve gruplar arası karşılaştırmalarında 'Mann Whitney U' test kullanılmıştır.

Sonuçlar % 95 güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde çift yönlü değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

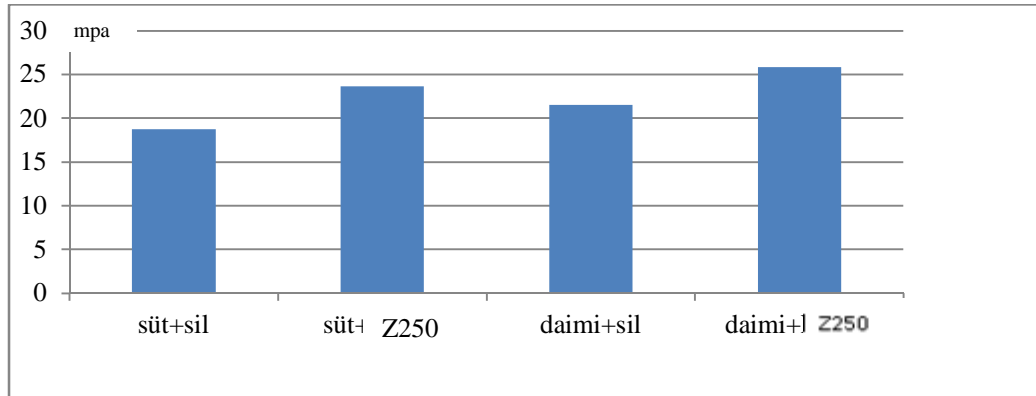
Çalışmamızda siloran esaslı kompozit rezinin süt dişi dentinine makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı değerleri, konvansiyonel metakrilat esaslı kompozit rezin ve bu iki restoratif sistemin daimi diş dentinine makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı değerleri ile karşılaştırılmıştır.

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Bütün grupların makaslama bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri çizelge 4.1 ve şekil 4.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Silorane ve Z250 kompozit rezinleri kullanılan süt ve daimi dişlerden elde edilen makaslama bağlanma değerlerinin (mpa) ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Grup	Ortalama \pm Ss (mpa)
Süt dişi+Silorane	18,7 \pm 0,8
Süt dişi+Z250	23,6 \pm 2,91
Daimi diş+Silorane	21,5 \pm 2,4
Daimi diş+Z250	25,8 \pm 1,9



Şekil 4.1. Grupların makaslama bağlanma değerleri ortalamaları (mpa)

Bütün grupların makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamalarının farklarının karşılaştırılması çizelge 4.2’de gösterilmiştir (post hoc çoklu karşılaştırmalar Tukey testi) (*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar: $p < 0,05$).

Çizelge 4.2. Farklı kompozit rezin materyalleri ile oluşturulan süt ve daimi diş gruplarından elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin farklarının karşılaştırılması.

Grup	Gruplar	Ortalamalar arasındaki farklar	Anlamlılık
Süt dişi + Silorane	Süt dişi +Z250	-5,30703*	,000
	Daimi diş+Z250	-6,59594*	,000
	Daimi diş+ Silorane	-2,35667*	,006
Süt dişi + Z250	Süt dişi + Silorane	5,30703*	,000
	Daimi diş+Z250	-1,28891	,255
	Daimi diş+ Silorane	2,95036*	,000
Daimi diş+ Silorane	Süt dişi + Silorane	2,35667*	,006
	Süt dişi +Z250	-2,95036*	,000
	Daimi diş+Z250	-4,23927*	,000
Daimi diş+Z250	Süt dişi + Silorane	6,59594*	,000
	Süt dişi +Z250	1,28891	,255
	Daimi diş+Silorane	4,23927*	,000

post hoc çoklu karşılaştırmalar Tukey testi , * $p < 0,05$

Silorane ve Z250 kompozit rezinleri ile elde edilen süt ve daimi diş gruplarının makaslama bağlanma değerleri ortalamaları arasındaki farkların karşılaştırılması çizelge 4.2’de gösterilmiştir. Bulgulara göre ‘Süt dişi+Silorane’ grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. ‘Süt dişi+Silorane’ grubunun

makaslama bağlanma dayanımı değerleri ortalaması ($18,7\pm 0,8$ mpa) diğer gruplara göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur.

‘Süt dişi+Z250’ ($23,6\pm 2,91$ mpa) grubu ile ‘Süt dişi+Silorane’ ($18,7\pm 0,8$ mpa) ve ‘Daimi dişi+Silorane’ ($21,5\pm 2,4$ mpa) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. Bu grubun makaslama bağlanma değerleri ortalaması diğer iki gruba göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. ‘Daimi dişi+ Z250’ grubu ($25,8\pm 1,9$ mpa) ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

‘Daimi dişi+Silorane’ grubu ($21,5\pm 2,4$ mpa) ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. ‘Daimi dişi+Silorane’ grubunun makaslama bağlanma dayanımı değerleri ortalaması ‘Süt dişi+Z250’ ($23,6\pm 2,91$ mpa) ve ‘Daimi dişi+Z250’ ($25,8\pm 1,9$ mpa) gruplarına göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur. ‘Süt dişi+Silorane’ ($18,7\pm 0,8$ mpa) grubuna göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.

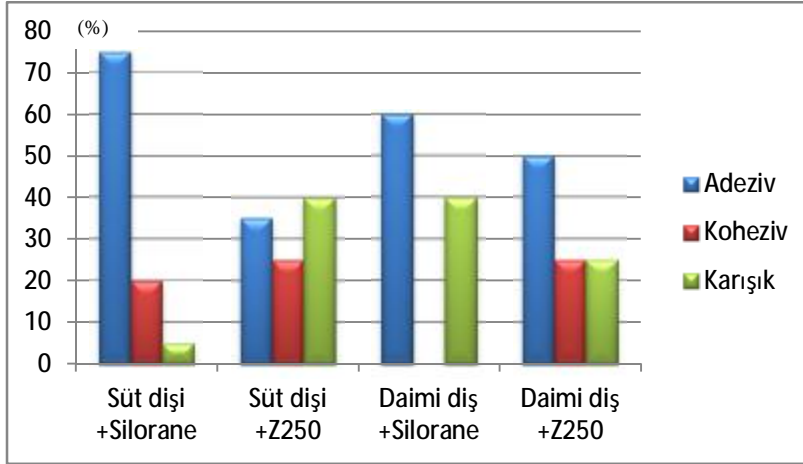
‘Daimi dişi+Z250’ grubu ($25,8\pm 1,9$ mpa) ile ‘Süt dişi+Silorane’ ($18,7\pm 0,8$ mpa) ve ‘Daimi dişi+Silorane’ ($21,5\pm 2,4$ mpa) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. Bu grubun makaslama bağlanma değerleri ortalaması diğer iki gruba göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. ‘Süt dişi+Z250’ grubu ($23,6\pm 2,91$ mpa) ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4.1.1. Kırık Tiplerinin Belirlenmesi

Makaslama testi uygulandıktan sonra kırık tipleri stereomikroskop altında adeziv, koheziv ve karışık tip olarak gruplandırılmıştır. Örneklere göre gözlenen kırılma tiplerinin dağılımları çizelge 4.3’te ve şekil 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.3. Gruplara göre kırık tiplerinin dağılımı

Gruplar	Adeziv		Koheziv		Karışık			
	n	(%)	n	(%)	n	(%)		
Süt dişi +Silorane	15	(75)	4	(20)	1	(5)	20	100
Süt dişi +Z250	7	(35)	5	(25)	8	(40)	20	100
Daimi diş +Silorane	12	(60)	0	(0)	8	(40)	20	100
Daimi diş +Z250	5	(25)	5	(25)	10	(50)	20	100



Şekil 4.2. Kırılma tiplerinin yüzde olarak dağılımları

Adeziv kırık tipi en fazla ‘Süt dişi+Silorane’ grubunda adeziv kırık tipi çoğunlukta, ‘Süt dişi+Z250’ grubunda karışık kırık tipi çoğunlukta, ‘Daimi diş+Silorane’ grubunda adeziv kırık tipi, ‘Daimi diş+Z250’ grubunda ise karışık kırık tipi çoğunlukta olarak görülmüştür.

4.2.Mikrosızıntı Değerlendirmesinin Bulguları

Çalışmamızda mikrosızıntı dereceleri 0, 1, 2, 3 ve 4 olarak değerlendirilmiştir (çizelge 4.4).

Çizelge 4.4. Mikrosızıntıyı değerlendirmede kullanılan skorlar ve açıklamaları

Boya penetrasyon yönteminde kullanılan skorlar	Açıklamaları
Skor 0	Hiç boya penetrasyonu yok.
Skor 1	Boya penetrasyonu gingival basamağın 1/2'sine kadar ise
Skor 2	Boya penetrasyonu gingival basamağın hepsini içerirse
Skor 3	Boya penetrasyonu aksiyal duvarın 1/2'sine kadar ise
Skor 4	Boya penetrasyonu aksiyal duvarın hepsini içerirse

Gruplarda görülen mikrosızıntı skorlarının dağılımı, ortalama ve standart sapma değerleri çizelge 4.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.5. Gruplar arasında mikrosızıntı skorlarının karşılaştırılması

Mikrosızıntı skorları	Süt dişi + silorane (n=20)	Daimi dişi+ silorane (n=20)	Süt dişi +Z250 (n=20)	Daimi dişi+Z250 (n=20)
Skor 0	4	5	0	0
Skor 1	6	10	4	6
Skor 2	9	5	6	5
Skor 3	1	0	6	6
Skor 4	0	0	4	3
Ortalama ± ss	1,5±0,9	1±0,7	2,5±1	2±1
Kruskal Wallis testi P değeri	24,244 0,000*			

*Kruskal Wallis testine göre gruplar istatistiksel olarak birbirinden farklılık göstermektedir. $p < 0,05$

Gruplarda görülen mikrosızıntı skorları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde gruplar arasındaki farklılık anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilen süt ve daimi dişi örneklerinde mikrosızıntının daha az olduğu görülmüştür. Grupların ikili olarak karşılaştırılması çizelge 4.6'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.6.Mann Whitney testine göre grupların ikili olarak karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama±ss	N	p
Süt dişi + silorane	1,5±0,9	20	0.171
Daimi diş + silorane	1±0,7	20	
Süt dişi + silorane	1,5±0,9	20	0.002 *
Süt dişi +Z250	2,5±1	20	
Daimi diş+ silorane	1±0,7	20	0,000 *
Daimi diş+Z250	2±1	20	
Süt dişi + silorane	1,5±0,9	20	0,010 *
Daimi diş+Z250	2±1	20	
Daimi diş+ silorane	1±0,7	20	0,000 *
Süt dişi +Z250	2,5±1	20	
Süt dişi +Z250	2,5±1	20	0,556
Daimi diş+Z250	2±1	20	

* p<0,05

‘Süt dişi+Silorane’ ve ‘Daimi diş+Silorane’ grupları karşılaştırıldığında daimi diş örneklerinde mikrosızıntı skor ortalamasının daha az olduğu ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür.

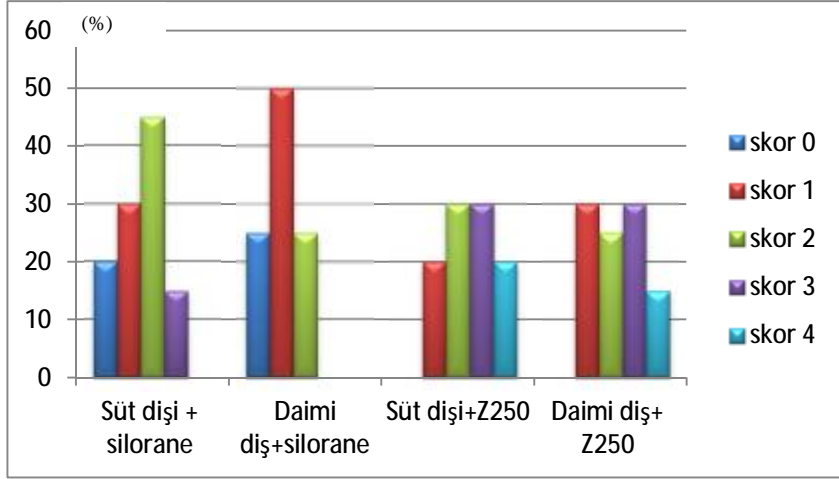
‘Süt dişi+Silorane’ ve ‘Süt dişi+Z250’ grupları karşılaştırıldığında mikrosızıntı skorları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür. Bu değerlendirmeye göre ‘Süt dişi+Silorane’ grubu ‘Süt dişi+Z250’ grubuna göre daha az mikrosızıntı göstermiştir.

‘Daimi diş+Silorane’ ve ‘Daimi diş+ Z250’ grupları karşılaştırıldığında mikrosızıntı skorları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür. ‘Daimi diş+Silorane’ grubu diğer gruba göre daha az mikrosızıntı göstermiştir.

‘Süt dişi+Z250’ ve ‘Daimi diş+Z250’ grupları karşılaştırıldığında daimi diş örneklerinde mikrosızıntı skor ortalamasının daha az olduğu ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür.

4.2.1. Stereomikroskop Altında İncelenen Örneklerden Alınan Görüntüler

Mikrosızıntı bulguları, çizelge 4.4 kullanılarak stereomikroskop altında belirlenmiştir. Grupların yüzde olarak mikrosızıntı skor dağılımları şekil 4.3’te verilmiştir.



Şekil 4.3. Grupların yüzde olarak mikrosızıntı skor dağılımları

Mikrosızıntının gerçekleşmediği Skor 0 olarak belirlenen örnekler yalnızca ‘Süt dişi+Silorane’ ve ‘Daimi diş+Silorane’ gruplarında görülmüştür. Mikrosızıntı değeri skor 0 olarak belirlenen bir örneğe ait görüntü şekil 4.4’te verilmiştir.



Şekil 4.4. Stereomikroskop altında süt dişi+silorane grubuna ait, skor 0 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)

Mikrosızıntı değeri skor 1 olarak belirlenen örnekler en fazla ‘Daimi diş+Silorane’ grubunda olmakla birlikte her grupta görülmüştür (şekil 4.5).



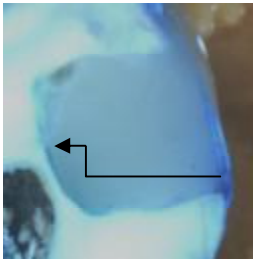
Şekil 4.5. Stereomikroskop altında daimi diş +silorane grubuna ait, skor 1 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)

Mikrosızıntı değeri skor 2 olarak belirlenen örnekler en fazla 'Süt dişi+Silorane' grubunda olmakla birlikte her grupta görülmüştür (şekil 4.6).



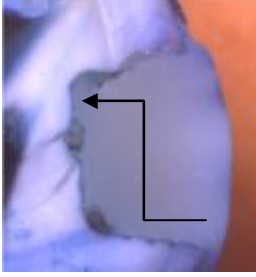
Şekil 4.6. Stereomikroskop altında Süt dişi+Silorane grubuna ait, skor 2 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)

Mikrosızıntı değeri skor 3 olarak belirlenen örnekler en fazla 'Süt dişi+Z250' ve 'Daimi diş+ Z250' grubunda görülürken 'Daimi diş+Silorane' grubunda hiç görülmemiştir (şekil 4.7).



Şekil 4.7. Stereomikroskop altında süt dişi +Z250 grubuna ait, skor 3 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)

Mikrosızıntının en fazla olduğu Skor 4 olarak belirlenen örnekler yalnızca ‘Süt dişi+ Z250’ ve ‘Daimi dişi+Z250’ gruplarında görülmüştür. Mikrosızıntı değeri skor 4 olarak belirlenen bir örneğe ait görüntü şekil 4.8’de verilmiştir.



Şekil 4.8. Stereomikroskop altında daimi dişi +Z250 grubuna ait, skor 4 olarak değerlendirilmiş olan bir örneğin görüntüsü (X100)

5.TARTIŞMA

Bir restorasyonun başarısı, restoratif materyallerin fiziksel özellikleri (doldurucu oranları, elastisite modülü, hacimsel büzülmesi), kaviteye uygulama şekli (kütlesel, tabakalı), polimerizasyon süresi, kavitenin derinliği, dentin kanallarının dizilimi, çiğneme kuvvetleri ve diş hekiminin beceresi gibi faktörlere bağlıdır. Restorasyonların yenilenme sebeplerinin başlıca nedenleri bakteriyel mikrosızıntıya bağlı olarak gelişen post-operatif duyarlılık, kenar renklenmesi, ikincil çürük oluşumu, pulpa iltihabı ve nekrozdur. Restoratif materyallerin diş dokusuyla başarılı bir bağlanma gerçekleştirmesi sonucunda mikrosızıntı ve buna bağlı olarak gelişen klinik şikayetler büyük ölçüde azalmaktadır⁴⁸.

Bir materyalin klinik kullanımının uygunluğuna karar verilirken diş dokularına bağlanma kuvveti, değerlendirilmesi gereken önemli bir kriterdir^{49,50,51}. Başarılı bir bağlanma ile sağlanan kenar uyumu; mikrosızıntıyı azaltarak kenar renklesmesinin, pulpa iltihabının ve sekonder çürüğün önlenmesini sağlamaktadır⁵². Restoratif materyallerin adeziv özelliğini değerlendirmenin en kolay yolu *in vitro* bağlanma testleridir^{53,54}. Ancak materyallerin bağlanma kuvvetini araştıran çalışmalarda farklı test yöntemlerinin uygulanması nedeni ile oldukça büyük değişkenlik gösteren sonuçlar ortaya çıkmakta, bu nedenle de materyallerin bağlanma kuvveti ile ilgili kesin bir bilgi elde edilememektedir^{53,55,56}. Van merbeerk ve ark⁵³. ise laboratuvar çalışmaları ile birlikte yürütülen klinik çalışmaların sonuçları birlikte değerlendirildiğinde *in vitro* araştırmaların materyalin klinik başarısı hakkında doğru ve yeterli bilgi verebileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca mine, dentin ve semente bağlanma kuvvetlerinin ayrı ayrı değerlendirilebilmesi nedeni ile *in vitro* bağlanma testleri adeziv özelliklerin incelenmesi ve diğer materyaller ile karşılaştırılmasında en geçerli yöntem olarak gösterilmektedir^{55,56}.

Yürütülen bu çalışmada, son zamanlarda kullanıma sunulan siloran esaslı kompozit rezin sistemin süt dişi ve daimi diş dentinine olan bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı değerleri saptanarak karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Yapılan literatür incelemesinde bu materyalin daimi dişlere olan bağlanma dayanımı ve

mikrosızıntı değerlerinin incelendiği pek çok çalışma mevcutken^{57,58,59,60} süt dişlerinde bu verilerin araştırıldığı ve karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği çalışma az sayıdadır^{61,62}.

İn vitro bağlanma deneyleri; diş seğimi ve saklama koşulları, süresi, hazırlanan kavite, dentin derinliği, dentinal tübül oryantasyonu, kullanılan bağlayıcı ajan, kullanılan rezinin fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri, polimerizasyonda kullanılan ışık kaynağı, örneklerin saklanma süresi ve şartları, yükleme metodu (makaslama, çekme) ve hızı gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir⁶³. Çalışmamızda bu faktörlerin etkisini azaltmak için standardizasyona dikkat edilmiştir.

Literatür incelendiğinde diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin bağlanma dayanımlarının araştırılmasında çalışmaların sıklıkla daimi dişler üzerinde yoğunlaştığı, süt dişlerine ait az sayıda çalışma olduğu dikkat ekmektedir^{64,65,66}. Süt ve daimi diş arasındaki kimyasal, fizyolojik ve mikromorfolojik farklılıklar göz önünde bulunduğunda, kullanılacak materyallerin başarısının, iki diş grubu için farklı olabileceği belirtilmektedir^{67,68,69}. Dolayısıyla restoratif sistemlerin süt dişlerindeki başarılarının ayrıca değerlendirilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda yeni çekilmiş, rksz, restorasyonsuz, bukkal yüzeyleri sağlam süt ve daimi azı dişleri kullanılmıştır. rkten etkilenmiş dentin, sağlam dentine göre farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir. rkten etkilenmiş dentindeki kollajen fibrillerin arası normal olmayan apatit kristalleri ile dolmuştur. Sağlıklı dentinle karşılaştırıldığında geçirgenliği ve peritübüler dentinin kalınlığı azalmıştır. Dentin kanallarının çoğu mineral birikimi ile tıklalı olmasına rağmen sağlam dentine göre daha yumuşaktır. Bu farklılıklar bonding sistemlerin adezyonunda farklılıklara neden olmaktadır⁷⁰. Diş çekiminden sonra geçen zaman ve dişlerin saklanma koşulları yapılan deney sonuçlarını etkilemektedir. Bu amaca uygun olarak kullanılabilir formalin, timol, etanol, serum fizyolojik, distile su gibi farklı solüsyonlar nerilmiştir^{71,72}. Birçok çalışmada dişler distile su içerisinde bekletilmiştir^{73,74}.

Bu araştırmada dişler kullanılacakları zamana kadar oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletilerek saklama solüsyonu dişler kullanılmışca kadar haftada bir değiştirildi. Dişlerin çekiminden sonra geçen sürenin uzun olması dentinde değişikliklere neden olarak bağlanmayı etkileyebilmektedir. Çekimden sonra dişlerin

bekleme süresi 6 ayı geçmemelidir⁷⁵. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan dişlerin çekiminden sonra deneylerde kullanılmalarına kadar geçen süre en fazla 6 ay olmuştur.

Kavite konfigürasyonu polimerizasyon streslerini etkileyeceği için bağlanma dayanımını etkileyen önemli bir faktördür. Kavitenin C-faktörünün artması ile bağlanma dayanımının azaldığını bildiren çalışmalar mevcuttur^{76,77}. C-faktörün etkisinin elimine edilebilmesi için bu çalışmada standart yüzeyler hazırlamak amacıyla dişlerin bukkal yüzeyleri, düz olarak hazırlandı^{78,79}. Mine-dentin sınırının altındaki yüzeyel dentin bağlanma dayanım testi için en uygun bölge olarak kabul edildiğinden preparasyonumuz bu bölgede oluşturuldu^{80,81}.

Kavite hazırlama sırasında oluşan smear tabakası bağlanmayı etkileyen bir faktördür^{82,83}. Bu çalışmada dentin yüzeylerinde standart bir smear tabakası elde edebilmek için ince grenli 600 derecelik silikon karbid su zımparası ile 30 sn boyunca zımparalama yapılmıştır.

Yüzey preparasyonu yapıldıktan hemen sonra dentin bonding sistemin uygulanması önerilmektedir^{84,85}. Bu çalışmada da dişlerin yüzey hazırlığı tamamlandıktan sonra restoratif işlemlere başlandı.

Çalışmamızda 2 farklı self etch adeziv sistem kullanıldı. Self-etch sistemler, klinik olarak asitleme ve yıkama basamağının elimine edilmesi, uygulama ve maniplasyon süresinde hata yapma olasılığının azalması, demineralizasyon ve rezin infiltrasyonunun aynı zamanda meydana gelmesi gibi önemli avantajlara sahiptir. Klinik olarak uygulama süreleri geleneksel sistemlere göre daha azdır. Siloran esaslı kompozit rezin sadece kendi adeziv sistemiyle uyumlu olduğu için deney grubundaki örnekler siloran esaslı restoratif sistemin self etch primeri ve dentin bonding ajanı uygulandı. Kontrol grubunda ise, hem daimi hem de süt dişleri ile ilgili yapılan bağlanma çalışmalarında bağlanma dayanım değerleri yüksek bulunan, Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan) self etch adeziv sistemi uygulandı^{86,87,88,89}.

Yoldaş ve ark.⁸⁸ üç self-etching ve bir total-etch sistemin dentine makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmak amacı ile yaptıkları çalışmada self-etch sistemler arasında (Clearfil SE Bond, iBond, XenoIII) istatistiksel olarak önemli bir farklılık olmamakla birlikte en yüksek bağlanma dayanımını Clearfil SE Bond'un gösterdiğini bildirmişlerdir.

Siloran self-etch primeri içerisinde fosforil grubu içeren metakrilat, karboksik asit içeren vitrebond kopolimeri bulunmaktadır. Silorane adeziv sisemi 6. Jenerasyon kendinden asitli 2 aşamalı, 2 şişeli bir sistemdir. Ayrıca, BisGMA ve HEMA gibi komonomerler, su ve etanol gibi solvent de içermektedir. Silan uygulanmış 7 nm boyutundaki silika partikülleri de mekanik gücü arttırmak için primer içerisine eklenmiştir. Ph'sı 2,7 dir.

Clearfil SE Bond 2. Jenerasyon bonding sistemlere benzemektedir. Bu sistemler BIS-GMA içerisine polimerize olabilen fosfatların ilave edilmesiyle geliştirilmiştir⁸⁹. İçerisinde dimetakrilat monomer mikrodoldurucular (silanlanmış koloidal silika) bulunmaktadır. Primeri MDP (10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat) içermektedir. MDP diş dokusundaki hidroksiapatit kristallerine kimyasal bağlanma performansı gösteren fonksiyonel bir monomerdır ve adezivin performansını artırmaktadır. MDP, asidik dekalsifikasyon oluşturmak ve diş yapılarının kalsiyum iyonlarını ya da amino grubunu bağlamak için hidrofilik fosfat grubu, hidrofobik dengesini korumak için de hidrofobik akril grubu ve polimerizasyon için bir çift bağlanma ucu içermektedir. Primerin asidik etkisi, MDP'nin su ile oluşturduğu etkileşim ile meydana gelmektedir. Primeri su bazlıdır. Ph'sı 2 dir.

Hem siloran esaslı restoratif sistemin adeziv sisteminde hem de clearfil SE adeziv sisteminde HEMA bulunmaktadır. HEMA büzülen ağın tekrar genişlemesini sağlayarak rezinin infiltrasyonunu artırmaktadır.

Bu çalışmada Clearfil SE adeziv sistemi ve metakrilat esaslı kompozit rezinin kullanıldığı grupta bağlanma değerleri deney grubuna göre yüksek çıkmıştır. Siloran esaslı restoratif sistemin adeziv sistemi yüksek pH'sı nedeniyle zayıf self-etch adeziv grubundadır. Clearfil SE Bond ise orta kuvvette self etch adeziv grubundadır. Bağlanma değerinin yüksek çıkmasının bir nedeninin pH olduğunu düşünmekteyiz. Diğer bir nedeni ise Clearfil SE Bond sisteminin içeriğindeki MDP'nin etkisi olabilir. Ayrıca Silorane self etch adeziv sisteminin hem primeri hem de bonding ajanı ışıkla polimerize edilmektedir. 2 aşamanın da ışıkla polimerize edilmesi artık monomer miktarının fazla olmasına neden olarak bağlanmayı olumsuz etkilemiş olabilir.

Diş yüzeylerine self etch adeziv sistemler uygulandıktan sonra kompozit rezin materyaller, standart alan sağlamak amacıyla hazırlanmış plastik tüpler içine, inkremental teknikle, 2'şer mmlik iki ayrı tabaka halinde uygulanmıştır. Restoratif

materyalin fiziksel özellikleri (doldurucu oranı, elastisite modülü, hacimsel büzülmesi), kaviteye uygulanma şekli (tabakalı veya kütleli), polimerizasyon süresi, kavitenin derinliği, dentin kanallarının dizilimi, çiğneme kuvvetleri ve hekimin uygulama yeteneği yapılan restorasyonun başarısını etkileyen faktörlerin başında gelmektedir^{90,91,92}.

Siloran esaslı kompozit rezin, ağırlıkça %76, hacimce %55 oranında doldurucu içermektedir. İnce quartz partikülleri ve radyopak itriyum florid içermektedir. Ve quartz yüzeyleri silan ile kaplanmıştır. Doldurucu oranı açısından mikrohibrit bir kompozit rezindir⁹³. Kontrol amaçlı kullandığımız Filtek Z250'de ise inorganik partiküller ağırlıkça %60, hacimce %80 oranındadır. Partikül büyüklüğü 0,01 ile 3,5 mikron arasında değişmektedir. Doldurucu partikülleri zirkonya ve silikadan oluşmaktadır ve BIS-GMA, UDMA ve Bisfenol -A- Polietilen glikol dieter metakrilat (BIS-EMA) içine yerleşmiştir.

Kompozit rezin restorasyonun en önemli başarısızlık sebepleri polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak gelişebilen postoperatif hassasiyet, kenar renklenmesi, sekonder çürük oluşumu, pulpitis veya restorasyonun düşmesi gibi klinik sorunlardır⁹⁴. Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kompozit rezin içeriğinin değiştirilmesi ve uygulama tekniklerinin geliştirilmesi konusunda çok sayıda çalışma yapılmıştır^{95,96,97,98,99,100,101,102,103}.

Siloran esaslı kompozit rezinin organik yapısında yapılmış olan değişiklikler polimerizasyon büzülmesinin %1'den daha düşük olmasını sağlamaktadır. Konvansiyonel metakrilat esaslı kompozit rezinlerde polimerizasyon radikal ekleme reaksiyonu ile gerçekleşirken siloran esaslı kompozit rezinde polimerizasyon katyonik halka açılımı reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. Bu tip reaksiyonda halka açılımlı monomerler açılarak birbirine bağlanır. Bu sayede hacim kaybı azalarak daha az büzülme meydana gelir. Filtek Z250 ise metakrilat esaslı bir kompozit rezindir ve bu tip kompozit rezinlerde radikal katılma polimerizasyonu ile monomerler uçuca eklenir. Monomerlerin uç uca eklenmesi sırasında meydana gelen hacim kaybı polimerizasyon büzülmesine neden olur.

Çalışmamızın sonucuna göre siloran esaslı kompozit rezin süt dişi dentinine 18,7mpa, daimi diş dentinine 21,5mpa ortalama bağlanma değeri; metakrilat esaslı kompozit rezin ise süt dişi dentinine 23,6mpa, daimi diş dentinine 25,8mpa ortalama

bağlanma değeri gösterdiği bulundu. Hem süt hem de daimi dişler için siloran esaslı kompozit rezin ile olan makaslama bağlanma dayanımı metakrilat esaslı kompozit rezine göre anlamlı olarak düşük çıkmıştır. Literatürde siloran esaslı kompozit rezinin bağlanma dayanımını çeşitli kompozit rezinlerle ve adeziv sistemlerle karşılaştırarak değerlendiren çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmaların bazılarında siloran esaslı kompozit rezinin bağlanma dayanım değerleri düşük bulunurken, bazı çalışmalarda ise karşılaştırılan gruplarla arada fark bulunmamıştır^{104,105,106,107,108}.

‘Filtek Silorane ürün tanıtım kataloğu’nda dentine olan makaslama bağlanma dayanım değeri 21 mpa olarak belirtilmiştir²⁶. Sınıf 1 okluzal restorasyonlarda siloran esaslı kompozit rezinin daimi diş dentinine olan mikrogerilim bağlanma dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada Z250 (54.19±9.05 mpa) en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken Silorane (6.94±2.07 mpa) en düşük bağlanma dayanım değerini göstermiştir¹⁰⁴. Yapılmış olan başka bir çalışmada siloran esaslı kompozit rezin metakrilat esaslı kompozit rezinler olan Filtek Z250 ve TPH Spectrum’a göre daimi diş dentinine düşük bağlanma dayanımı göstermiştir¹⁰⁵. Bağlanma dayanımı üzerine C faktörün etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada siloran esaslı kompozit rezinin bağlanma dayanımı metakrilat esaslı kompozit rezinlere göre düşük bulunmuştur¹⁰⁶.

Daimi diş dentini ile siloran esaslı kompozit rezinin ve metakrilat esaslı kompozit rezinin mikrogerilim bağlanma dayanımı sonuçlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır¹⁰⁷. Aynı çalışmada yapay yaşlanmanın bağlanma dayanımı üzerine etkisi incelenmiş ve bir etkisinin olmadığı sonucuna varılmıştır. Ayrıca dentin yüzeyine asit uygulanmasının ardından siloran esaslı kompozit rezinin adeziv sisteminin uygulanmasının bağlanma dayanımını arttırdığını bulmuşlardır. Van Ende ve ark’nın¹⁰⁸ yaptığı bir çalışmada benzer şekilde siloran esaslı kompozit rezin ile metakrilat esaslı kompozit rezinin bağlanma dayanımı arasında fark bulunmamıştır. Fakat siloran esaslı kompozit rezin kaviteye kütleli olarak yerleştirildiğinde bağlanma dayanımı önemli miktarda azalmıştır.

Siloran esaslı kompozit rezinin değerlerinin düşük çıkmasının nedenlerinden biri de siloran esaslı kompozit rezinin hacimce doldurucu oranının (%55), Filtek Z250’ye (%80) göre daha az olması olabilir. Polimerizasyon büzülmesinin az olması klinik olarak avantajlı olarak gözükse de bazı problemleri de beraberinde getirmektedir. Büzülme streslerini azaltmak için polimerizasyon derecesini düşürmek kompozit rezinin

mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Polimerizasyon derecesi azalırken reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı artmaktadır. Bu artık monomerler bağlanmayı olumsuz etkileyebilmektedir. İdeal bir kompozit rezinin yüksek polimerizasyon derecesi oluştururken düşük miktarda büzülme göstermesi beklenmektedir.

Kompozit rezinler uygulandıktan sonra plastik tüpler bistüri ile dikkatlice kesilerek çıkarılmıştır. Ve hazırlanan örnekler test düzeneğine bağlanmadan önce 24 saat süreyle oda sıcaklığında distile su içinde bekletilmiştir. Yapılan araştırmalarda adeziv restorasyonların makaslama kuvvetlerine direncinde termal siklusun etkisi olmadığı görüşü ağırlık kazandığından son yıllarda yapılan pek çok çalışmada olduğu gibi bağlanma deneyi çalışmamızda termal siklus uygulanmamıştır^{109,110,111,112}.

Çalışmamızda self etch adeziv sistemlerin ve kompozit rezinlerin polimerizasyonunda LED ışık kaynağı (Elipar Freelight) kullanılmıştır. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynağının tipi ve şiddeti polimerizasyon büzülmesini ve bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerdendir. Kullandığımız ışık kaynağının şiddeti 400mW/cm² olacak şekilde sabitlenmiştir. Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla A2 tonunda kompozit rezinler kullanılmıştır. Standart renklere polimerizasyon süresi kısalmış ve koyu renklere göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi meydana gelir^{113,114,115,116}.

Restoratif materyalin bağlanmasının başarılı olması sonucunda mikrosızıntı ve bunun neden olduğu ikincil çürük, kenar renklenmesi, hassasiyet, pulpa nekrozu gibi sorunlar büyük ölçüde azalmaktadır⁵². Bağlanma testleri restoratif ve adeziv sistemlerin klinik performansının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan yöntemlerdir^{49,50,51}. Makaslama bağlanma dayanımı testi materyallerin karşılaştırılmasında sıklıkla kullanılan güvenilir ve pratik bir yöntem olduğundan çalışmamızda tercih edilmiştir^{117,118}.

ISO standartlarına göre bağlanma dayanımı testlerinde 0,45-1,05 mm/dak hız uygulanmalıdır¹¹⁹. Bu değerlerden yüksek ve düşük hız uygulanması anormal yük dağılımına neden olmaktadır. Yüksek hız uygulanan çalışmalarda bağlanma dayanımı değerleri yüksek bulunurken düşük hız uygulanan çalışmalarda adeziv kopmaların artabileceği bildirilmiştir^{120,121,122}. Bu çalışmada makaslama bağlanma deneyi, ISO

standartlarının önerisi doğrultusunda üniversal test cihazında 1 mm/dak hız uygulanarak gerçekleştirildi.

Çalışmamızda siloran esaslı kompozit rezinin süt dişi dentinine olan bağlanma dayanımı daimi diş dentinine göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur. Metakrilat esaslı kompozit rezinin ise süt dişi dentinine bağlanma dayanımı daimi diş dentinine bağlanma dayanımından daha düşük çıkmasıyla birlikte bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Literatür incelendiğinde kompozit rezinlerin ve adeziv sistemlerin süt ve daimi diş dentin yüzeylerine bağlantısını karşılaştıran bazı araştırmalarda arada fark bulunmazken, bazı araştırmalarda ise süt dişi dentin yüzeyine bağlantının daha zayıf olduğu gösterilmiştir¹²³.

Süt dişlerinin morfolojik özellikleri daimi dişlere göre farklılık göstermektedir. Bu anatomik farklılıklar restoratif yaklaşımların da birbirinden farklı olması gerekliliğini doğurmaktadır. Süt dişlerinin dentin tübülleri daimi dişlere kıyasla daha geniştir. Ayrıca daimi dişlere kıyasla mineral miktarları ve dağılımları değişiklik göstermektedir¹²⁴. Etch&rinse adezivlerin asitle pürüzlendirme işlemi sırasında intertübüler dentinde daha derin demineralizasyonla karşılaşmakta, tübül lümeni genişliği artmakta ve adezyon için yararlanılacak intertübüler dentin miktarı azalmaktadır. Ayrıca bazı araştırmalarda asitle pürüzlendirme sonrası dentinal reaktivitede artış gösterilmiş ve daha kısa sürelerle daha düşük konsantrasyonda asitlerin kullanılması önerilmiştir^{125,126}. Bununla birlikte çocuk hastalarda yaşanabilecek izolasyon problemleri nedeniyle teknik hassasiyeti daha düşük adeziv sistemlerle, daha kısa sürede klinik işlemleri tamamlamak önemlidir. Bu etkenler birlikte düşünüldüğünde süt dişlerinin restorasyonlarında self-etch adezivlerin kullanılması tercih edilebilir¹²³.

Dentin bağlayıcı sistemlerin klinik başarısında diş yüzeyi ile restoratif materyal arasındaki bağlanmanın niteliği ve niceliği önemli bir etken olarak karşımıza çıkmaktadır¹²⁷. Yapılan çalışmalarda, bağlanma değerlerinin yüksek olmasında, hibrit tabakasının kalınlığı veya rezin tag ve hibrit tabakasının morfolojik özelliklerinden çok hibrit tabakasının kalitesinin etkili olduğu saptanmıştır.

Fagan ve ark.¹²⁸, Bowen tekniği ve Scotch bond adezivin süt ve daimi dişlerde bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını, makaslama bağlanma kuvvetinin neden olduğu kırıkların rezin- dentin ara yüzünde olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca Scotch bond adezivin Bowen

teknikğine göre klinik kullanımının daha pratik olduğunu önermişlerdir. Süt ve daimi dişlerde makaslama bağlanma dayanımının farklı olmamasının nedeni olarak Scotch bond sisteminin smear tabakasını kaldıramaması düşünülmektedir.

Bordin-Aykroyd ve ark.¹²⁹, ikinci kuşak dentin bağlayıcı ajanlar olan Scotchbond2, Tenure ve Gluma sistemlerinin süt ve daimi dişlerde bağlanma dayanımını karşılaştırmışlardır. Ayrıca dişleri, çekimden sonra 24 saat suda bekleterek yeni çekilmiş ve 10 gün beklemiş olarak alt gruplara ayırmışlardır. Dentin adeziv sistemlerinin makaslama bağlanma dayanımını daimi dişlerde süt dişlerine göre daha yüksek, Scootbond2'nin dentine bağlanma dayanımını diğer sistemlere göre daha yüksek bulmuşlardır. Çekim sonrası dönemde geçen sürenin ise bağlanma dayanımını istatistiksel olarak etkilemediğini bulmuşlardır.

Nör ve ark.¹³⁰, SEM ile süt ve daimi dişlerde rezin-dentin ara yüzeyini incelemişlerdir. Süt dişlerinde daimi dişlere göre daha kalın bir hibrit tabaka oluştuğunu ve bu nedenle de asitleme ile oluşturulmuş olan demineralize dentine adeziv rezin penetrasyonunun yetersiz olduğunu ve literatürde süt dişlerinin bağlanma dayanımının düşük olmasını buna bağlamışlardır.

Araujo ve ark.¹³¹, yaptığı bir çalışmada süt dişlerinde 3 farklı adeziv sistem kullanarak hibrid tabakanın oluşup oluşmadığı SEM ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre tüm gruplarda rezinle güçlendirilmiş hibrid tabakanın olduğu görülmüştür. Ayrıca rezinin ulaştığı tüm dentinal tübüllerde smear tabakasının uzaklaştırılmış olduğu görülmüştür. 14,10 mpa değerinin altındaki makaslama bağlanma kuvvetinde dentinde koheziv kırık oluşmamıştır.

Sumikawa ve ark.¹³², anterior süt dişlerinde dentin-mine birleşim bölgesinin mikro yapısını incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonucuna göre, tübüllerin sayısal yoğunluğu dentin-mine birleşim bölgesinden uzaklaştıkça azalırken, tübüllerin çapları ise artmaktadır. Daimi dişlerle karşılaştırıldığında süt dişlerinde mikrokanaalların sıklığı ve lokalizasyonları farklılık göstermektedir. Bu da dentin bonding için uygun solid dentin alanında önemli azalmaya neden olarak, daimi dişlerle süt dişleri arasındaki bağlanma dayanımı farklılıklarına neden olmaktadır.

Yapılan bir çalışmada süt dişleri ve daimi dişler arasındaki bağlanma dayanımı farklılığı, organik ve inorganik içerik oranlarının farklılığına ve aside karşı verdikleri

reaksiyona bağlanmıştır¹³³. Ayrıca bağlanma dayanımının kullanılan kompozit rezin materyalin polimerizasyon büzülmesi ile de ilişkili olduğu vurgulanmaktadır.

Self etch primerlerin süt dişi mine ve dentinine bağlanmasıyla ilgili yapılan başka bir çalışmada da, süt dişlerindeki kimyasal, fizyolojik ve mikromorfolojik farklılıkların bağlanma dayanımını etkilediği sonucuna varılmıştır¹³⁴. Prompt L-Pop, Clearfil SE Bond, Etch and Prime ve Prime and Bond NT self etch adeziv sistemlerinin karşılaştırıldığı bu çalışmada bu sistemlerin hepsinin süt dişi minesine yeterli miktarda bağlandığı, fakat süt dişi dentinine bağlanmanın sadece Clearfil SE Bond adeziv sisteminde yeterli bağlanma dayanımını gösterdiği bulunmuştur.

Süt ve daimi dişlerde asit etch ve yıkama gerektirmeyen primer uygulamasının karşılaştırıldığı bir çalışmada asit etch yapılan dişlerde, dentin tipine bağlı olmaksızın, daha yüksek bağlanma dayanımı görülmüştür¹³⁵. Kırık yüzeyleri değerlendirildiğinde ise yıkama gerektirmeyen primer grubunda adeziv kırıklar gözlenirken, asit etch grubunda daimi dişlerde miks kırıklar süt dişlerinde adeziv ve koheziv kırıklar gözlenmiştir.

Tek aşamalı self-etch sistemlerin süt dişlerine bağlanma dayanımının değerlendirildiği başka bir çalışmada da diğerlerine benzer şekilde süt dişlerinde mikrogerilim bağlanma dayanımı daimi dişlere göre daha düşük bulunmuştur¹³⁶. SEM değerlendirmesinde ise adeziv uygulanan dentin yüzeylerinde smear tabakasının ve tıkaçlarının kalmadığı ve dentin tübüllerinin açık olduğu gözlenmiştir.

Ölçülebilen bir biyolojik değişken olan dentin geçirgenliği, dentin tübüllerinin sayısı, çapı, uzunluğu, oryantasyonu, bölgesi ve tübüllerin histolojik yapısındaki değişikliklerden direk olarak etkilenmektedir¹³⁷. Dentin geçirgenliğinin süt dişlerinde daimi dişlere göre daha düşük olduğu bulunan bir çalışmada dentin geçirgenliğinin bağlanma dayanımı üzerine etkisi araştırılmıştır¹³⁷. Ve restoratif sistemlerin bağlanma dayanımı ile dentin geçirgenliği arasında anlamlı bir ilişki olmadığı saptanmıştır.

Clearfil Tri-S Bondun süt dişlerinde makaslama bağlanma dayanımının karşılaştırıldığı bir çalışmada, süt dişi dentinine yüksek bağlanma gösterdiği, 21 mPa'lık bağlanma direncinin mikrosızıntıyı sifıra yakın değerlere düşereceği, 17 mPa'ı geçen değerlerde de polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanacak streslere karşı direncinin artacağı bildirilmiştir¹⁰⁹. Fakat farklı çalışmalarda aynı materyal için saptanan bağlanma

değerlerinin karşılaştırılmasının hatalı olacağını ve çalışma sonuçlarının kendi içinde değerlendirilmesinin gerektiği ileri sürülmüştür¹³⁸.

Karabulut ve ark.'nın¹³⁹ yaptığı çalışmada SEM ile yapılan incelemelerde sürekli diş dentininde açık dentin kanallarının rezin uzantılarla tıklandığı, süt dişlerinde ise dentin tübül ağzılarının tam olarak örtüldüğü ancak rezin uzantılarının fazla olmadığı izlenmiştir. Hibrit tabaka kalınlığı ise süt dişlerinde ortalama 4,3 µm iken, sürekli dişlerde ortalama 3,5 µm ölçülmüştür. Aynı araştırmacıların yapmış olduğu, farklı dentin bağlayıcı ajanların süt ve daimi dişlerde makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, total etch sistemlerin self etch sistemlere göre daha başarılı olduğu ve makaslama bağlanma dayanımı ile adeziv kırık arasında negatif bir ilişki olduğunu bulmuşlardır ancak self etch sistemlerin klinikte kullanım kolaylığı açısından daha avantajlı olduğunu söylemişlerdir¹⁴⁰. Bu nedenle in vitro çalışmaların in vivo çalışmalar ile desteklenmesi gerektiğini önermişlerdir¹⁴⁰.

Bağlanma dayanımı çalışmamızın son aşamasında makaslama kuvveti uygulanarak kırılmış örnek yüzeylerinde oluşan kırık tipleri değerlendirilmiştir. Elde edilen kırık yüzeyleri ışık mikroskobu ile incelenmiştir. Siloran esaslı kompozit rezin kullanılan gruplarda adeziv kırık tipinin çoğunlukta olduğu görülmüştür. Adeziv kırık tipi materyaller arasındaki kimyasal bağlanmanın zayıf olduğunu göstermektedir. Siloran esaslı kompozit rezin kullanılan gruplarda makaslama bağlanma dayanımının düşük bulunması adeziv kırık tipinin çoğunlukta olmasına açıklık getirmektedir. Koheziv ve karışık kırık tiplerinin fazla olduğu Clearfil SE bond ve Filtek Z250 ile restore edilen kontrol grubunda ise bağlanma değerlerinin yüksek olması beklenen bir sonuçtur.

Perdigão ve ark.¹⁴¹, makaslama bağlanma dayanımı arttıkça dentinde koheziv kırıkların arttığını bildirmişlerdir. Mason ve ark.¹⁴², yüksek bağlanma değerlerinin koheziv kırıklarla ilişkilendirilebileceğini ve koheziv kırıkların dentin bonding sistemin başarısını gösterdiğini vurgulamışlardır. Al Qahtani ve ark.¹⁴³, bonding sistem ve dentin arasındaki adeziv başarısızlığın düşük bağlanma dayanımlarında gerçekleştiğini gözlemlemişler ve bunun nedeninin; bağlayıcı sistemin dentini tam ıslatamaması, düzensiz ve ince hibrit tabaka ya da hibrit tabakanın oluşmaması olabileceğini belirtmişlerdir. Aynı araştırmacılar, dentinde koheziv kırıkları ise yüksek bağlanma dayanımlarında gözlemlemişler ve bu durumun, bağlayıcı sistem ve dentin arasındaki

iyi etkileşim ve ıslatmaya, düzenli hibrid tabakasına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir. Dentin dokusuna bağlanma dayanımı değerleri ile kırık tiplerinin ilişkili olmadığını bildiren araştırmacılar da bulunmaktadır¹⁴⁴.

Makaslama testinde, bağlantı alanı büyük olduğu için test dağılımı sırasında oluşabilecek anormal kuvvet dağılımı kırık tiplerinde yanıltıcı sonuçlar elde edilebilir. Testlerde kullanılan bağlantı alanı büyük olduğunda, nispeten daha düşük bir kuvvette, koheziv kırılma eğilimi vardır. Küçük modellerde stres dağılımı daha homojendir ve stres birikimi daha azdır. Bu nedenle son yıllarda geleneksel yöntemlere göre daha küçük bağlantı alanlarında çalışılan mikrogerilim ve mikromakaslama testleri geliştirilmiştir^{145,146}. Bu çalışmada kırılma tipleri incelendiğinde adeziv kırık tipinin çoğunlukta olduğu görüldü. Bu da adeziv ile dentin arasındaki gerçek ara yüz bağlanma dayanımının ölçülebildiğini göstermektedir.

Mikrosızıntı, kavite duvarı ve restoratif materyal arasından bakteri, likit, molekül ve iyonların geçişi olarak tanımlanır¹⁴⁷. Polimerizasyon büzülmesi, dentine bağlanma dayanımı, diş ve restoratif materyalin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklar, fonksiyonel okluzal kuvvetler, restorasyon ile diş dokusu birleşim yüzeyinde aralık oluşturarak mikrosızıntıya yol açabilirler. Mikrosızıntının oluşmasında en önemli parametre polimerizasyon büzülmesidir. Bu nedenle adezivlerin dentine bağlanma dayanımları polimerizasyon büzülme streslerine karşı koyabilmelidir¹⁴⁸. Mikrosızıntının önlenmesi için kompozit rezinlerin elastisite modülü, büzülme ve termal ekspansiyon katsayıları belirleyici etkenlerdir²⁷.

Çocuk hastalarda sık rastlanan kole çürükleri diğer kavite tiplerine oranla mikrosızıntıdan daha fazla etkilenmektedir. Bu durum servikal bölgedeki mine kalınlığının yetersizliği, bu bölgedeki mine prizmalarının sayısı ve doğrultularının farklı olması gibi histomorfolojik yapı farklılıkları, devamlı olarak cep sıvısı akışının olması veya değişik sebeplerle gelişebilen nem kontaminasyonu gibi sebeplerle açıklanmaktadır²⁷.

Araştırmamızda mikrosızıntı çalışması için çekilmiş süt ve daimi azı dişleri kullanıldı. Dişler çekim sonrasında distile su içerisinde bekletildi¹⁴⁹. Mikrosızıntı çalışması için kullanılacak dişlerin bukkal yüzeylerine sınıf 5 kavite hazırlandı¹⁴⁹. Kutu şeklindeki sınıf 5 kaviteler için C faktörü yaklaşık 5 olarak hesaplanmıştır. Konfigürasyon faktörü olarak adlandırılan C faktörü bağlanmış yüzeylerin bağlanmamış

yüzeyle oranı olarak tanımlanmaktadır. C faktörü arttığında bir restorasyonun kontraksiyon streslerinin de arttığı iddia edilmektedir¹⁵⁰. Kelsey ve ark.¹⁵¹ fazla sızıntı değerlerinin kavite şekli faktörü ve kutu şeklindeki kavitelere oluşan aşırı polimerizasyon büzülme stresleri sebebi ile olduğunu öne sürmüştür. Bir çalışmada, konfigürasyon faktörü 1'in altındaysa büzülme streslerinin az, 3'ün üzerindeyse stres değerlerinin çok olduğu bildirilmiştir¹⁵². Alomari ve ark.'nın¹⁵⁰ yaptığı çalışmada da C faktör arttıkça polimerizasyon büzülmesinin ve mikrosızıntı miktarının arttığı gösterilmiştir.

Dişlerin bukkal yüzeylerine Sınıf 5 kavite hazırlandıktan sonra dişler kompozit rezin yerleştirinceye kadar distile su içerisinde bekletildi ve adeziv sistemler uygulanarak kompozit rezin kaviteye yerleştirildi. Bazı çalışmalarda sınıf 5 kavitelere kompozit rezin yerleştirme tekniğinin mikrosızıntı miktarı üzerine etkili olmadığı gösterilirken^{153,154,155,156}, bazılarında inkremental olarak kompozit rezin yerleştirmenin kütleli tekniğe göre mikrosızıntı miktarını azalttığı gösterilmiştir^{157,158,159}. Bu çalışmada yerleştirme tekniğinin etkisini ekarte etmek için ve kavite derinliği 2 mm'yi geçmediği için kompozit rezin kaviteye kütleli olarak yerleştirildi.

Ağız içerisinde, restorasyonlar devamlı olarak sıcaklık ve pH gibi değişimlere maruz kalırlar¹⁶⁰. Termal stresler, diş dokusu ve restoratif materyalin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklara bağlı olarak ara yüzde boşluk oluşumuna ve sonrasında mikrosızıntıya neden olabilirler^{160,161}. Termal siklus ağızda meydana gelebilecek ısı değişimlerini taklit edebilecek ortamı sağlamaktadır. Kompozit restorasyonlar yapıldıktan sonra termal siklus uygulamasının daha derin boya penetrasyonuna neden olduğu ifade edilmiştir. Bununla birlikte termal siklus uygulamasının mikrosızıntı üzerine önemli bir etkisinin olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur^{161,162}. Bu çalışmada literatürdeki mikrosızıntı çalışma proseduruna uygun olarak örnekler termal siklustan önce distile suda 37°C saklama ortamında 24 saat bekletildi, termal siklus uygulaması çeşme suyu ile 1000 kez tekrarlandı, iki banyo solüsyonu kullanıldı, banyoda kalma süresi 15 saniye olarak uygulandı, kullanılan banyoların minimum ve maksimum ısıları 5°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) ile 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) arasında ayarlandı¹⁵⁰.

Araştırmamızda, mikrosızıntı çalışmalarında yaygın olarak kullanılan ve nispeten kolay olan boya penetrasyon yöntemi tercih edildi^{163,164,165}. Örneklerin boyada

bekletilme sürelerinin 1 saat ile 2 hafta arasında değiştiği, bunun mikrosızıntı çalışmalarını etkilemediği bildirilmiřtir¹³⁹. Bu çalışmada örnekler 24 saat boya solüsyonunda bekletildi. Boya penetrasyonu ile yapılan mikrosızıntı çalışmalarında metilen mavisi sıklıkla kullanılmakla birlikte bazik fuksin ve gümüş nitrat da popüler olan boya solüsyonlarındandır. Metilen mavisinin farklı konsantrasyonları hazırlanabilir ve konsantrasyon miktarına göre örneklerin boya solüsyonu içerisinde bekleme süreleri deęişmektedir¹⁶⁶. Bu çalışmada %0,5'lik metilen mavisi solüsyonu kullanıldı
167,168,169,170,171,172

Çalışmamızda, restorasyonların mikrosızıntı miktarını ölçmek için, örnekler boya solüsyonu içerisinde bekletildikten sonra, 2 boyutlu değerlendirme yöntemi kullanılarak, dişlerden bukkolingual yönde kesit alındı. Daha sonra tüm örneklerin mikrosızıntı değerleri, stereomikroskop altında saptandı. Adeziv materyallerin örtücülük yeteneğini değerlendirmek için mikrosızıntı testi sıklıkla kullanılmakta ancak son zamanlarda nanosızıntı değerlendirmesi de popüler hale gelmektedir. Hibrit tabakadaki bölgesel değişiklikler adezivlerin nanosızıntıya karşı direncinin değerlendirilmesini güçleştirmektedir. Ek olarak nanosızıntı miktarı mikrosızıntıya göre daha yaygındır ve daha az klinik öneme sahip olduğu düşünölmektedir⁵³. Mikrosızıntı değerlendirmesi yaparken her zaman restorasyon kenarları boyunca aynı şekilde ve derinlikte izlenmediği bildirilmiştir. Üç boyutlu değerlendirme yapıldığında; geleneksel, tek yönde yatay, ortadan bölme veya bir kaç kesit almadan daha fazla mikrosızıntı saptandığı ancak üç boyutlu değerlendirme yapmanın zor ve zaman alıcı olduğu, ayrıca uygulayan kişinin deneyimine bağlı olduğu bildirilmiřtir³⁷.

Mikrosızıntı çalışmamızın sonuçlarına göre; siloran esaslı kompozit rezin hem süt hem de daimi dişlerde, metakrilat esaslı kompozit rezine göre daha az mikrosızıntı göstermiştir. Aynı kompozit rezin grupları ile restore edilen süt ve daimi dişlerin mikrosızıntı miktarları arasında ise fark bulunmamıştır. Siloran esaslı kompozit rezin ağırlıkça %76, hacimce %55 oranında doldurucu içermektedir, içerisinde ince quartz partikülleri ve radyopak itriyum florid bulunmaktadır. Doldurucu açısından değerlendirildiğinde mikrohibrit bir kompozittir. Quartz yüzeyleri silan ile kaplanmıřtır⁴⁸. Doldurucu oranının hacimce az olması bu kompozit rezinde polimerizasyon büzölmesinin çok olacağını düşündürmekle birlikte organik matrisinde yapılan değişiklikler, polimerizasyon büzölmesinin %1'den daha düşük olmasını

sağlamaktadır. Siloran esaslı kompozit rezinler polimerize olurken, "halka-açılımlı" monomerler açılarak birbirlerine bağlanmakta, düzleşmekte ve birbirlerine doğru uzamaktadır. Bunun sonucu da metakrilat esaslı kompozit rezinlere oranla belirgin bir şekilde büzülmenin az olmasıdır¹⁷³. Polimerizasyon büzülmesinin az olması, mikrosızıntının metakrilat esaslı kompozit rezin kullanılan gruplara göre daha az miktarda görülmesini açıklayabilir.

Siloran esaslı kompozit rezin, yapısında bulunan siloksan iskeletleri sayesinde metakrilat esaslı kompozit rezinlere göre daha hidrofobiktir. Bu özelliği sayesinde su emilimi ve buna bağlı gelişen fenomenler de azaltılmaktadır¹⁷⁴. Siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarının metakrilat esaslı kompozit rezine göre düşük olmasını hidrofobiklik özelliği sağlamış olabilir.

Siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarını değerlendiren çalışmalardan bazıları bizim sonuçlarımıza benzer şekilde siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarını metakrilat esaslı kompozit rezine göre düşük bulunmuştur^{149,173,174,175}. Ghulman¹⁷³ yaptığı çalışmada C faktörün siloran esaslı kompozit rezinin marjinal adaptasyonu üzerine etkisini incelemiştir. Farklı C faktöre sahip kavitelemi siloran esaslı ve metakrilat esaslı (Filtek Z250+*Prompt L-Pop*) kompozit rezin ile restore edip boya penetrasyon yöntemi ile mikrosızıntı miktarını değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucuna göre tüm C faktörlerde en az sızıntı gösteren grup siloran esaslı kompozit rezin ile hazırlanan gruplar olmuştur. C faktör arttıkça siloran esaslı kompozit rezin grubunda mikrosızıntı miktarı artmıştır ancak metakrilat esaslı kompozit rezinle hazırlanan gruplara göre artışı en az olan grup olmuştur.

Sınıf 5 kavitelemelerde siloran ve metakrilat esaslı (Saremco; Tetric EvoCeram, Tetric EvoFlow, Vivadent; Grandio, Voco; Ultraseal XT Plus, Ultradent) kompozit rezin restorasyonların mikrosızıntı miktarlarının, gümüş nitrat boya penetrasyonu ile değerlendirildiği bir çalışmada; siloran esaslı kompozit rezinle restore edilen kavitelemelerde boya penetrasyonunun en az olduğu görülmüştür¹⁴⁹.

Siloran esaslı kompozit rezinin 2 farklı metakrilat esaslı kompozit rezin (Filtek Z250+*Adper SE Plus*; Amelogen Plus+*Peak SE*) ile mikrosızıntı miktarlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada siloran esaslı kompozit rezin anlamlı olarak düşük miktarda mikrosızıntı göstermiştir¹⁷⁴.

Sınıf 2 mod kaviterlerde siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarının nanohibrit metakrilat esaslı bir kompozit rezin (Grandio, Voco) ile karşılaştırıldığı bir çalışmada siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilen kaviterlerde mikrosızıntı skoru 0 olarak bulunmuştur. Nanohibrit kompozit rezinle restore edilen kaviterlerde ise değişik miktarlarda mikrosızıntı saptanmıştır¹⁷⁵.

Siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarını değerlendiren çalışmaların bazılarında ise siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarı ile metakrilat esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarı arasında fark olmadığı bulunmuştur^{61,160,166,176}. Ernst ve ark.'nın¹⁶⁶ yaptığı çalışmada siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilen kaviterlerdeki mikrosızıntı miktarını metakrilat esaslı kompozit rezin (Tetric Ceram+*Clearfil SE bond*) ile restore edilen kaviterlerdeki ile benzer bulmuşlardır. Ancak bu sonuç, çalışmada aynı firma tarafından deneysel olarak üretilen tek aşamalı (7. Kuşak-all in one) siloran esaslı restoratif sistemin bondu kullanılmasına bağlanabilir. Umer ve ark. 'nın¹⁶⁰ yaptığı çalışmada da benzer şekilde siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarı ile metakrilat esaslı kompozit rezin (Valux^(TM) Plus) arasında fark bulunamamıştır.

Siloran esaslı kompozit rezinin 2 farklı metakrilat esaslı kompozit rezin (AP-X, Quixfil) ile mikrosızıntı miktarlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada mikrosızıntı miktarları düşük olmakla birlikte gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır¹⁷⁶. Süt molar dişlerde sınıf 2 kaviterlerde siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarının boya penetrasyonu yöntemi ile değerlendirildiği bir çalışmada metakrilat esaslı kompozit rezin (Filtek supreme XT) ile mikrosızıntı miktarı arasında anlamlı bir fark olmadığı, her iki grubun da çok iyi marjinal sızdırmazlık gösterdiği bulunmuştur⁶¹.

Çalışmamızda siloran esaslı kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımı metakrilat esaslı kompozit rezine göre düşük bulunurken mikrosızıntı miktarları değerlendirildiğinde siloran esaslı kompozit rezinin mikrosızıntı miktarı metakrilat esaslı kompozit rezine göre daha üstün bulunmuştur. Literatür incelendiğinde bağlanma dayanımı ve mikrosızıntıyı önleme yeteneği arasında ilişkiyle ilgili çelişkili sonuçlar mevcuttur^{160,177,178,179,180,181}. Bazı araştırmacılar bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı arasında korrelasyon olmadığını bulmuşlardır^{160,177,178,179}. Bu çalışmaların aksine in vitro olarak yüksek bağlanma dayanımının mikrosızıntıyı azaltacağını belirten çalışmalar da mevcuttur^{180,181}. Retief ve ark.¹⁸¹ yaptığı bir çalışmaya göre in vitro olarak

ölçülen yaklaşık olarak 20 mpa'lık bağlanma dayanımının sınıf 5 kavitelere marjinal sızıntıyı önleyebileceğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte metakrilat esaslı konvansiyonel kompozit rezinler ile siloran esaslı kompozit rezin arasındaki mikrosızıntıyı ve bağlanma dayanımını ilişkilendiren sistematik bir çalışma literatürde henüz bulunmamaktadır.

Kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesinin düşük olması, diş dokularına yeterli miktarda bağlanabilmesi ve mikrosızıntı miktarının mümkün olduğunca az olması yapılan restorasyonun uzun ömürlü olmasını sağlayabilecektir. Çalışmamızın sonuçlarına göre düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren siloran esaslı kompozit rezin süt dişi dentinine metakrilat esaslı kompozit rezine göre daha düşük bağlanma göstermiş olmakla birlikte mikrosızıntı testinde daha başarılı bulunmuştur. Laboratuvar testlerinin sonuçları tek başına, değerlendirilen materyalin sonucu olarak görülmeyip materyalin klinik performansı hakkında bir ön bilgi olarak kabul edilebilir. Laboratuvar testleri ve klinik performans arasındaki ilişki kaçınılmaz olup laboratuvar testlerinin klinik takiplerle devam ettirilmesi planlanabilir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

- Siloran esaslı kompozit rezinin süt dişi ve daimi diş dentinine olan bağlanma dayanımı, metakrilat esaslı kompozit rezine göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p < 0,05$) .
- Siloran esaslı kompozit rezinin süt dişi dentinine olan bağlanma dayanımı ($18,7 \pm 0,8$ mpa) daimi diş dentinine olan bağlanma dayanımından ($21,5 \pm 2,4$ mpa) anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p < 0,05$) . Metakrilat esaslı kompozit rezinin süt dişi dentinine olan bağlanma dayanımı ($23,6 \pm 2,91$ mpa) ve daimi diş dentinine olan bağlanma dayanımı ($25,8 \pm 1,9$ mpa) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p < 0,05$).
- Makaslama kuvveti uygulanarak kırılmış örnek yüzeylerinde oluşan kırık tiplerinin değerlendirilmesinin sonucunda elde edilen bilgiler makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarını destekler nitelikte bulunmuştur.
- Siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilen süt ve daimi azı dişlerinin mikrosızıntı değerleri, metakrilat esaslı kompozit rezine göre istatistiksel olarak anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p < 0,05$).
- Siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilen süt azı dişlerinde mikrosızıntı skorlarının ortalaması $1,5 \pm 0,9$, daimi azı dişlerinde $1 \pm 0,7$ değerinde hesaplanmıştır. Aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur. Metakrilat esaslı kompozit rezin ile restore edilen süt azı dişlerinde mikrosızıntı skoru ortalama olarak $2,5 \pm 1$, daimi azı dişlerinde 2 ± 1 değerinde hesaplanmıştır. Aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur ($p < 0,05$).
- Bu çalışmada siloran esaslı kompozit rezinin süt azı dişi dentinine bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı konusundaki performansı in vitro şartlarda araştırılmıştır. Ancak okluzal stresler, tükürük-kan kontaminasyonu, çocuğun kooperasyon düzeyi gibi faktörleri in vitro bir çalışmaya yansıtma mümkün olmadığı için materyalin gerçek performansını araştırmak amacıyla çalışmanın sonuçlarının in vivo çalışmalarla desteklenmesi planlanabilir.

7.KAYNAKLAR

1. **Whitworth JM, Nunn JH.** *Paediatric endodontics.* In: Welbury RR. Paediatric Dentistry. Hong Kong, Oxford University Press, **1997**; 139-169.
2. **Preliminary Report on the Safety of Dental Amalgam and Alternative Dental Restoration Materials for Patients and Users.** Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks, **2007**.
3. **Wilson AD, Kent BE.** A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*, **1972**; 132: 133-5.
4. **Önal B.** *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları.* İzmir: EÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, **2004**; 112-121.
5. **Qvist V, Manscher E, Teglers PT.** Resin-modified and conventional glass ionomer restorations in primaryteeth: 8-year results. *Journal of Dentistry*, **2004**; 32: 285–294.
6. **Christensen GJ.** Compomers; Resinreinforced GlassIonomers. *JADA*, **1997**; 128: 479-481.
7. **Bowen RL, Marjenhoff WA.** Development of an adhesive system for bonding to hard tooth tissues. *J Esthet Dent*, **1991**; 3: 86-90.
8. **Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD.** Fundamentals of Operative Dentistry. USA: Quintessence Publishing Co; **1996**: 141-56.
9. **Bektaş ÖÖ.** Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon bütülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas, **2006**.
10. **Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G.** Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, **1993**; 24: 641-58.
11. **Fortin D, Margas VA.** The spectrum of composites: New techniques and materials. *JADA*, **2000**; 131: 26-30.

12. **Willems G, Lambrechts P, Braem M, Venherle G.** Composite resins in the 21st century. *Quint Int*, **1993**; 24: 641-657.
13. **Moszner N, Klapdohr S.** Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology*, **2004**; 1: 130-156.
14. **Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr.** Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*, **1994**; 125: 687-701.
15. **Roberson TM, Heymann HO, Swift E.** Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. Mosby, **2002**.
16. **Ure D, Harris J.** Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, **2003**; 30: 10-15.
17. **Şahin D.** Universal, mikrofil hibrit ve nano kompozitin fiziksel özelliklerinin karşılaştırılmalı olarak incelenmesi. Doktora tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas, **2008**.
18. **Mitra SB, Wu D, Holmes BN.** An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, **2003**; 134: 1382-1390.
19. **Baum L, Philips RW, Lund MR.** *Textbook of Operative Dentistry*. 3rd.Ed, USA: W.B.Saunders Co, **1995**.
20. **Önal B.** *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları*. İzmir: EÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, **2004**; 72-73.
21. **Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields HW, McTigue DJ, Nowak A.** *Pediatric Dentistry, infancy through adolescence*. 4th Ed, St. Louis, Elsevier Inc. **2005**; 325-374.
22. **Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL.** Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*, **2005**; 21: 962-70.
23. **Wilson EG, Mandradjieff M, Brindock T.** Controversies in posterior composite resin restorations. *Dent Clin North Am*, **1990**; 34: 27-44.

24. **Hofmann N, Siebrecht C, Hugo B, Klaiber B.** Influence of curing methods and materials on the marginal seal of Class V composite restorations in vitro. *Oper Dent*, **2003**; 28: 160-167.
25. **Ölmez A, Tuna D.** Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **2002**; 5: 52-57.
26. **Filtek Silorane. Technical Product Profile.** USA,3M ESPE; **2007**.
27. **Altun C.** Restoratif diş hekimliğinde mikrosızıntı. *Gülhane Tıp Dergisi*, **2004**; 46: 264-269.
28. **Ayyıldız S, Uyar A, Yüzügüllü B.** Diş hekimliğinde mikrosızıntı inceleme yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **2009**; 19: 219-226.
29. **Özel HE.** II. Sınıf mod Restorasyonlarda farklı fiber ağlarının, farklı uygulama tekniklerinin ve kaide materyali olarak akışkan kompozit uygulanmasının mikrosızıntıya etkileri ve fiber ağlarının polimerizasyon büzülmesine etkisinin in vitro incelenmesi. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, **2006**.
30. **Türkün LŞ, Ergücü Z.** Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg*, **2004**; 21: 143-51.
31. **Suppa P, Breschi L, Ruggeri A, Mazzotti G, Prati C, Chersoni S, Di Lenarda R, Pashley DH, Tay FR.** Nanoleakage within the hybrid layer: A correlative FEI SEM/TEM investigation. *J Biomed Mater Res Part B. Appl Biomater*, **2005**; 73: 7-14.
32. **Öznurhan F.** Yeni geliştirilen Er, Cr:YSGG lazer sisteminin süt dişi dentin dokusunda in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, **2008**.
33. **Buonocore MG.** A simple method of increasing the adhesion of arcylifilling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, **1955**; 34: 849-853.
34. **Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B.** Bonding to Dentin: Smear layer and the process of hybridization In: G. Eliades DC, Watts T. Eliades, eds. *Dental Hard Tissues and Bonding*. Chapter 5. Springer-Berlin, **2005**; 89-118.
35. **Torneck CD.** Chapter 10: Dentin-Pulp Complex. In: Ten Cate AR. *Oral histology: Development, Structure, and Function*. 4th ed. St. Louis, Mosby-Year Book Inc, **1994**; 169-217.

36. **Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD.** Fundamentals of Operative Dentistry. USA: Quintessence Publishing Co; **1996**; 151-186.
37. **Ernst CP, Kötter T, Victor A, Canbek K, Brandenbusch M, Willershausen B.** Marginal integrity of self- and total-etching adhesives in two different application protocols. *J Adhes Dent*, **2004**; 6: 25-32.
38. **Swift EJ.** Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*, **2002**; 24: 456-461.
39. **Suzuki T, Finger WJ.** Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dent Mater*, **1988**; 4: 379-83.
40. **Turşucu Z.** Dentin bonding sistemlerinin makaslama kuvvetlerine dayanımlarının farklı uygulama teknikleri açısından in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, **2009**.
41. **Masri M, Pilo R, Brosh T.** The influence of convergence angle and dentin micromorphology on shear bond strength of adhesive resin luting cement. *J Adhes Dent*, **2008**; 10: 277-84.
42. **Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J.** Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, **2001**; 80: 1605-14.
43. **Perinka L, Sano H, Hosoda H.** Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater*, **1998**; 8: 229-233.
44. **Erickson RL.** Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent*, **1989**; 2 Spec No:117-123.
45. **Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH.** Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, **1994**; 10: 236-240.
46. **Özyeşil AG, Günal Ş, Belli S, Eskitaşcıoğlu G.** İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *SÜ Dişhek Fak Derg*, **2009**; 18: 118-121.

47. **Toydemir B.** Geleneksel yöntemle ve lazerle hazırlanan 5. Sınıf kavitelerde, kompozit materyallerin uygulanması sonrası görülen mikrosızıntının ve mikrotensil bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması ve kavite restorasyon yüzeylerinin SEM ile değerlendirilmesi. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, **2009**.
48. **Olmez A, Oztas N, Bodur H.** The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent*, **2004**; 29: 713-9.
49. **Jensen ME.** Chapter 3: Dentin bonding agents. In: Aschheim KW, Dale BG. Esthetic Dentistry. A clinical approach to techniques and materials. 2nd Ed, St. Louis, Mosby-Year Book Inc, **2001**: 41-3.
50. **Alperstein KS, Graver HT, Herold RC.** Marginal leakage of glass-ionomer cement restorations. *J Prosthet Dent*, **1983**; 50: 803-7.
51. **El Araby AM, Talic YF.** The effect of thermocycling on the adhesion of selfetching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, **2007**; 8: 017-024.
52. **Yazici AR, Celik C, Dayangac B, Ozgunaltay G.** Effects of different light curing units/modes on the microleakage of flowable composite resins. *Eur J Dent*, **2008**; 2: 240-6.
53. **Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J.** Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, **2010**; 26: 100-21.
54. **Nalçacı A, Salbaş M.** Self etch adezivin tek kat veya çok kat uygulanmasının makaslama direnci üzerine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, **2005**; 32: 19-23.
55. **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G.** Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, **2003**; 28: 215-35.
56. **Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G.** The clinical performance of adhesives. *J Dent*, **1998**; 26: 1-20.
57. **Lien W, Vandewalle KS.** Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater*, **2010**; 26: 337-44.
58. **Ilie N, Hickel R.** Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater*, **2009**; 25: 810-819.

59. **Sillas DJr, Jin-Ho P, Fabiana MV, Avishai S.** Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. *Dental materials*, **2009**; 25: 589-600.
60. **Ivanovas S, Hickel R, Ilie N.** How to repair fillings made by silorane-based composites. *Clin Oral Investig*, **2010**; 75: 153-8.
61. **Fahmy AE, Farrag NM.** Microleakage and shear punch bond strength in class II primary molars cavities restored with low shrink silorane based versus methacrylate based composite using three different techniques. *J Clin Pediatr Dent*, **2010**; 35: 173-81.
62. **Burke FJ, Crisp RJ, James A, Mackenzie L, Pal A, Sands P, Thompson O, Palin WM.** Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater*, **2011**; 27: 622-30.
63. **Joao C, Perdiago J.** Bond strength and SEM morphology of dentin amalgam adhesives. *Am J Dent*, **1997**; 10: 152-8.
64. **Ma L, Zhou JF, Tan JG, Jing Q, Zhao JZ, Wan K.** Effect of multiple coatings of one-step self-etching adhesive on microtensile bond strength to primary dentin. *Chin Med Sci J*, **2011**; 26: 146-51.
65. **Kim J, Vaughn RM, Gu L, Rockman RA, Arola DD, Schafer TE, Choi KK, Pashley DH, Tay FR.** Imperfect hybrid layers created by an aggressive one-step self-etch adhesive in primary dentin are amendable to biomimetic remineralization in vitro. *J Biomed Mater Res A*, **2010**; 93: 1225-34.
66. **Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M.** Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil*, **2005**; 32: 296-303.
67. **Viswanathan R, Shashibhushan KK, Subba Reddy VV.** Short communication: pre- and co-curing effect of adhesives on shear bond strengths of composite resins to primary enamel and dentine: an in vitro study. *Eur Arch Paediatr Dent*, **2011**;12: 308-11.
68. **Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S.** A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater*, **2002**; 18: 239-45.

69. **Koutsis V, Noonan RG, Horner JA, Simpson MD, Matthews WG, Pashley DH.** The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent*, **1994**; 16: 29-35.
70. **Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S.** Tensile Bond Strength and SEM Evaluation of Caries-affected Dentin Using Dentin Adhesives. *J Dent Res*, **1995**; 74: 1679-1688.
71. **Retief DH.** Standardizing laboratory adhesion tests. *J Dent*, **1991**; 4: 231-236.
72. **Konno AN, Sinhoreti MA, Consani S, Correr Sobrinho L, Consani RL.** Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. *Braz Dent J*, **2003**; 14: 42-7.
73. **Manso AP, Bedran-Russo AK, Suh B, Pashley DH, Carvalho RM.** Mechanical stability of adhesives under water storage. *Dent mater*, **2009**; 25: 744-749.
74. **Türkün LS, Çelik EU.** Farklı kavite tiplerinde kendinden asitli adeziv sistemlerin kenar sızıntılarının incelenmesi. *EÜ Dis Hek Fak Derg*, **2004**; 25: 55-61.
75. **Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook AJr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV.** Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *JADA*, **2007**;138: 1599-1603.
76. **Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL.** Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*,**1987**; 66: 1636-1639.
77. **Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB.** The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater*, **2001**;17: 268-76.
78. **Hashimoto M, Ohno M, Kaga H, Sano H, Tay FR, Oguchi H, Araki Y, Kubota M.** Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *Journal of Dentistry*, **2002**; 30: 99-105.
79. **Li F, Liu X, Zhang L, Shen L, Chen J.**Bonding efficiency of contemporary adhesives to dentinoenamel junction zone. *Eur J Oral Sci*, **2011**; 119: 232-40.
80. **Shibuya-Chiba Y, Iwasa M, Tsubota K, Miyazaki M, Hirose H, Platt JA.** Influence of storage conditions of adhesive vials on dentin bond strength. *Oper Dent*, **2010**; 35: 508-14.

81. **Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R.** Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. *Eur J Oral Sci*, **2010**; 118: 80-6.
82. **Say EC, Koray F, Tarim B, Soyman M, Gülmez T.** In vitro effect of cavity disinfectants on the bond strength of dentin bonding systems. *Quintessence Int*, **2004**; 35: 56-60.
83. **Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues Accorinte Mde L, Dourado Loguercio A.** Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent*, **2005**; 33: 549-59.
84. **Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, Tay F.** Durability of resin-dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent mater*, **2007**; 23: 885-893.
85. **Ozcan M, Schoonbeek G, Gökçe B, Cömlekoglu E, DüNDAR M.** Bond strength comparison of amalgam repair protocols using resin composite in situations with and without dentin exposure. *Oper Dent*, **2010**; 35: 655-62.
86. **Atash R, Vanden Abbeele A.** Sealing ability and bond strength of four contemporary adhesives to enamel and to dentine. *Eur J Paediatr Dent*, **2005**; 6: 185-90.
87. **McLeod ME, Price RB, Felix CM.** Effect of configuration factor on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. *Oper Dent*, **2010**; 35: 84-93.
88. **Yoldas O, Isçi AS, Topuz A.** Üç farklı self-etching adeziv sistemin dentine bağlanma dayanıklılığı. *EÜ Dishek Fak Derg*, **2003**; 24: 113-118.
89. **Clearfil SE Bond Technical information.** Japan, Kuraray Co; **1999**.
90. **Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Millia E.** Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives. *J Esthet Restor Dent*, **2004**; 16: 128-35.
91. **Puckett A, Fitchie J, Hembree J Jr, Smith J.** The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass-ionomer liner. *Oper Dent*, **1992**; 17: 186-91.

92. **Poskus LT, Placido E, Cardoso PE.** Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *J Adhes Dent*, **2004**; 6: 227-32.
93. **Filtek Z250 Technical Product Profile.** USA, 3M ESPE; **1998**.
94. **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: 17-20.
95. **Aw TC, Nicholls JL.** Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent*, **2001**; 26: 498-504.
96. **Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N.** Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech*, **2010**; 2010. pii: 131630.
97. **Davidson CL, Feilzer AJ.** Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, **1997**; 25: 435-440.
98. **Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G.** Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*, **2006**; 22: 359-365.
99. **Eick JD, Welch FH.** Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int*, **1986**; 17: 103-111.
100. **Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann KH.** Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater*, **2005**; 21: 483-9.
101. **Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G.** Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, **1999**; 15: 128-137.
102. **Loguercio AD, Reis A, Schroeder M, Balducci I, Versluis A, Ballester RY.** Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. *J Dent*, **2004**; 32: 459-470.
103. **Palin WM, Fleming GJ.** Low-shrink monomers for dental restorations. *Dent Update*, **2003**; 30: 118-122.
104. **Krajangta N, Srisawasdi S.** Microtensile bond strength of silorane-based resin composite and its corresponding adhesive in Class I occlusal restorations. *Am J Dent*, **2011**; 24: 346-53.

105. **Cabrera E, Macorra JC.** Microtensile bond strength distributions of three composite materials with different polymerization shrinkages bonded to dentin. *J Adhes Dent*, **2011**; 13: 39-48.
106. **El-Sahn NA, El-Kassas DW, El-Damanhoury HM, Fahmy OM, Gomaa H, Platt JA.** Effect of C-factor on microtensile bond strengths of low-shrinkage composites. *Oper Dent*, **2011**; 36: 281-92.
107. **Duarte S Jr, Phark JH, Varjão FM, Sadan A.** Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. *Dent Mater*, **2009**; 25: 589-600.
108. **Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B.** Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater*, **2010**; 26: 215-22.
109. **Sönmez İŞ, Akbayoba A.** Self-etch bir adezivin süt dişi dentinine makaslama bağlanma direncinin değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, **2008**; 32: 49-54.
110. **Yazici AR, Celik C, Ozgünaltay G, Dayangaç B.** Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent*, **2007**; 32: 166-72.
111. **Bedran-de-Castro AK, Cardoso PE, Ambrosano GM, Pimenta LA.** Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Oper Dent*, **2004**; 29: 42-8.
112. **Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MM, Feilzer AJ.** Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *Am J Dent*, **2007**; 20: 250-4.
113. **Jung YH, Cho BH, Nah KS, Kim HI, Kwon YH.** Effect of diode-pumped solid state laser on polymerization shrinkage and color change in composite resins. *Lasers Med Sci*, **2010**; 25: 339-43.
114. **Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC.** Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*, **1992**; 20: 183-188.
115. **Rencz A, Hickel R, Ilie N.** Curing efficiency of modern LED units. *Clin Oral Investig*, **2011**; Jan 14.

116. **Marchan SM, White D, Smith WA, Raman V, Coldero L, Dhuru V.** Effect of reduced exposure times on the microhardness of nanocomposites polymerized by QTH and second-generation LED curing lights. *Oper Dent*, **2011**; 36: 98-103.
117. **Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schlapfer R, Hammerle C, Fischer J.** Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater*, **2008**; 24: 944–950.
118. **Yaseen SM, Subba Reddy VV.** Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, **2009**; 27: 33-8.
119. *Dental materials_Guidance on testing of adhesion to tooth structure*, International Organization for Standardization. ISO TR 11405, **1994**.
120. **Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH.** Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*, **1994**; 73: 1205-11.
121. **Miyazaki M, Oshida Y, Iwasaki K, Onose H, Moore BK.** Influence of bonding area and crosshead speed on dentin bond. *J Dent Res*, **1999**; 78: 312-16.
122. **Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL Jr.** Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, **2001**; 17: 165-9.
123. **Kiremitçi A, Altıncı P.** Self-Etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler Bölüm I: Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2008**; 32: 33-48.
124. **Hirayama A.** Experimental analytical electron microscopic studies on the quantitative analysis of elemental concentration in biological thin specimens and its application to dental science. *Shikwa Gakuh*. **1990**; 90: 1019-1036.
125. **Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA.** Dentin bonding: SEM comparison of dentin surface in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*, **1997**; 19: 246-52.
126. **Ölmez A, Öztaş N, Başak F, Erdal S.** Comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent*, **1998**; 22: 293-298.
127. **Nakabayashi N, Pasley D.** *Evolution of Dentin-Resin Bonding*. In: Nakabayashi N, Pasley D. Hybridization of Dental Hard Tissues. Osaka: Quintessence Publishing Co, **1998**; 37-56.

128. **Fagan TR, Crall JJ, Jensen ME, Chalkley Y, Clarkson B.**A comparison of two dentin bonding agents in primary and permanent teeth. *The American Academy of Pediatric Dentistry*, **1986**; 8: 144-146.
129. **Bordin-Aykroyd S, Sefton J, Davies EH.** In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth. *Dent Mater*, **1992**; 8: 74-78.
130. **Nör JE, Fiegall RJ, Dennison JB, Edwards CA.** Dentin bonding: SEM comparison of the resin –dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res*, **1996**; 75: 1396-1403.
131. **Araujo FB, Garcia-Godoy F, Issao M.**A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentin. *Pediatric dent*, **1997**; 19: 253-257.
132. **Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ.** Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatric dent*, **1999**; 21: 439-44.
133. **Asakawa T, Manabe A, Itoh K, Inoue M, Hisamitsu H, Sasa R.** Efficacy of dentin adhesives in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent*, **2001**; 25: 231-236.
134. **Agostini FG, Kaaden C, Powers JM.** Bond strength of self etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent*, **2001**; 23: 481-86.
135. **Baghdadi ZD.** Bond strength of Dyract AP Compomer Material to Dentin of Permanent and Primary Molars: Phosphoric Acid Versus Non-rinse Conditioner. *Journal of Dentistry for Children*, **2003**; 70: 145-152.
136. **Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hosoya Y.** Bonding Efficacy of Single-step Self –etch Systems to Sound Primary and Permanent Tooth Dentin. *Operative Dentistry*, **2006**; 31: 569-576.
137. **Kahvecioğlu F, Şener Y.**Süt dişlerinden elde edilen dentin disklerinin geçirgenliklerinin ve bu disklere uygulanan restoratif sistemlerin bağlanma dayanımlarının araştırılması. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **2007**; 31: 83-91.
138. **Finger WJ.** Dentin bonding agents: Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent*; **1988**; 1: 184-188.

139. **Karabulut B, Can-Karabulut DC, Oz FT.** Süt ve sürekli dentin uygulanan farklı dentin bağlayıcı sistemlerin taramalı elektron mikroskopunda incelenmesi. *Gülhane Tıp Dergisi*, **2009**; 51: 205-211.
140. **Can-Karabulut DC, Oz FT, Karabulut B, Batmaz I, İlk O.** Adhesion to primary and permanent dentin and a simple model approach. *European Journal of Dentistry*, **2009**; 3: 32-40.
141. **Perdigão J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes GC, Garcia-Godoy F.** Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dental Mater*, **2000**; 16: 311-323.
142. **Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson, CL.** Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of Dentistry*, **1996**; 24: 217-222.
143. **Al Qahtani MQ, Platt, JA., Moore BK., Cochran MA.**The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers. *Operative Dentistry*, **2003**; 28: 287-296.
144. **Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Harada N, Inokoshi S, Yamada T, Takatsu T.**Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dent Mater*, **1995**; 11: 298-304.
145. **Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW.** Smear Layer: Removal and bonding considerations. *Oper Dent*, **1984**; 3: 30-34.
146. **Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM.** Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*, 1995; 11: 117-125.
147. **Taylor MJ, Lynch E.** Microleakage. *J Dent*, **1992**; 20: 3-10.
148. **Türkün LS, Ergücü Z.** Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, **2004**; 21: 243-151.
149. **Krifka S, Federlin M, Hiller KA, Schmalz G.**Microleakage of silorane- and methacrylate-based class V composite restorations. *Clin Oral Investig*, **2011**.
150. **Alomari QD, Barrieshi-Nusair K, Ali M.** Effect of C-factor and LED Curing Mode on Microleakage of Class V Resin Composite Restorations. *Eur J Dent*, **2011**; 5: 400-8.

151. **Kelsey WP, Latta MA, O'Meara JD, Barkmeier WW, Hammesfahr PD, Jefferies SR.** An accelerated in vitro model for adhesive testing. *Am J Dent*, **2004**; 17: 323-6.
152. **Hegde MN, Hegde P, Malhan B.** Evaluation of depth of cure and knoop hardness in a dental composite, photo-activated using different methods. *J Conserv Dent*, **2008**; 11: 76-81.
153. **Costa Pfeifer CS, Braga RR, Cardoso PE.** Influence of cavity dimensions, insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V restorations. *J Am Dent Assoc*, **2006**; 137: 197-202.
154. **Duarte S Jr, Dinelli W, da Silva MH.** Influence of resin composite insertion technique in preparations with a high C factor. *Quintessence Int*, **2007**; 38: 829-835.
155. **Sensi LG, Marson FC, Baratieri LN, Monteiro Junior S.** Effect of placement techniques on the marginal adaptation of Class V composite restorations. *J Contemp Dent Pract*, **2005**; 6: 17-25.
156. **França FM, Hori FS, dos Santos AJ, Lovadino JR.** The effect of insertion and photopolymerization techniques on microleakage of class V cavities--a quantitative evaluation. *Braz Oral Res*, **2005**; 19: 30-5.
157. **Yammazaki PCV, Bedran-Russo AKB, Pereira PNR, Swift Jr EJ.** Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Oper Dent*, **2006**; 31: 670-676.
158. **Owens BM, Johnson WW.** Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J Adhes Dent*, **2005**; 7: 303-8.
159. **Ozel E, Soyman M.** Effect of fiber nets, application techniques and flowable composites on microleakage and the effect of fiber nets on polymerization shrinkage in class II MOD cavities. *Oper Dent*, **2009**; 34: 174-80.
160. **Umer F, Naz F, Khan FR.** An in vitro evaluation of microleakage in class V preparations restored with Hybrid versus Silorane composites. *J Conserv Dent*, **2011**; 14: 103-7.
161. **Dallı M, İnce B, Bahşi E, Ercan E, Çolak H, Şahbaz C.** Termalsiklusun mikrosızıntıya etkisinin sınıf V kavitelere kompozit restorasyonlarda in vitro incelenmesi. *Ata Üni Diş Hek Fak Derg*, **2010**; 20: 105-113.
162. **Mitsui FH, Bedran-de-Castro AK, Ritter AV, Cardoso PE, Pimenta LA.** Influence of load cycling on marginal microleakage with two self-etching and two one-bottle dentin adhesive systems in dentin. *J Adhes Dent*, **2003**; 5: 209-16.

163. **Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R.** Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent*, **2001**; 29: 123-130.
164. **Karaarslan ES, Usumez A, Ozturk B, Cebe MA.** Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *Eur J Dent*, **2012**; 6: 87-94.
165. **Sharma RD, Sharma J, Rani A.** Comparative evaluation of marginal adaptation between nanocomposites and microhybrid composites exposed to two light cure units. *Indian J Dent Res*, **2011**; 22: 495.
166. **Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B.** Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dent Mater*, **2008**; 24: 319-27.
167. **Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh LJ.** Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser radiation. *Aust Dent J*, **2008**; 53: 172-5.
168. **Simi B, Suprabha B.** Evaluation of microleakage in posterior nanocomposite restorations with adhesive liners. *J Conserv Dent*, **2011**; 14: 178-81.
169. **Upadhyay S, Rao A.** Nanoionomer: evaluation of microleakage. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, **2011**; 29: 20-4.
170. **Majeed A, Osman YI, Al-Omari T.** Microleakage of four composite resin systems in class II restorations. *SADJ*, **2009**; 64: 484-8.
171. **Santhosh L, Bashetty K, Nadig G.** The influence of different composite placement techniques on microleakage in preparations with high C- factor: An in vitro study. *J Conserv Dent*, **2008**; 11: 112-6.
172. **Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C.** Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent*, **2007**; 32: 179-84.
173. **Ghulman MA.** Effect of cavity configuration (C factor) on the marginal adaptation of low-shrinking composite: a comparative ex vivo study. *Int J Dent*, **2011**; 159749.

174. **Al-Boni R, Raja OM.** Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. *J Conserv Dent*, **2010**;13: 152-5.
175. **Bagis YH, Baltacioglu IH, Kahyaogullari S.** Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. *Oper Dent*, **2009**; 34: 578-85.
176. **Gao BT, Lin H, Han JM, Zheng G.** Polymerization characteristics, flexural modulus and microleakage evaluation of silorane-based and methacrylate-based composites. *Am J Dent*, **2011**; 24: 97-102.
177. **Heintze SD.** Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent*. **2007**; 9: 77-106.
178. **Heintze SD, Blunck U, Göhring TN, Rousson V.** Marginal adaptation in vitro and clinical outcome of Class V restorations. *Dent Mater*, **2009**; 25: 605-20.
179. **Cenci M, Demarco F, de Carvalho R.** Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage. *J Dent*, **2005**; 33: 603-10.
180. **Fortin D, Swift EJ Jr, Denehy GE, Reinhardt JW.** Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. *Dent Mater*, **1994**; 10: 253-8.
181. **Retief DH, Mandras RS, Russell CM.** Shear bond strength required to prevent microleakage of the dentin/restoration interface. *Am J Dent*, **1994**; 7: 44-6.

ÖZGEÇMİŞ

Buse Ayşe Serin 1981 yılında Kayseri’de doğdu. İlköğrenimine Mersin 24 Kasım İlköğretim Okulu’nda başlayıp Adana Kasım Sacide Ener İlköğretim Okulu’nda tamamladı. Ortaokul ve lise öğrenimini ise Adana Özel Akdeniz Lisesi’nde tamamlayıp 1999 yılında okul birinciliği ile mezun oldu. Aynı yıl içinde Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde lisans eğitime başladı. 2004 yılında lisans diplomasını aldı. Bir yıl Özel Dentfa Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği’nde çalıştıktan sonra 2005 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Anabilim Dalı’nda doktora eğitime başladı. 2007 yılında yine aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak göreve başladı. 2010 yılında ‘Siloran Esaslı Kompozit Rezinin Süt Dişi Dentinine Bağlanma Dayanımı ve Mikrosızıntı Özelliklerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi’ konulu tez çalışmasına başladı.