T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI REZİN SİMANLARIN PORSELEN DENTİN ARASINDAKİ BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

SULTAN YAVUZER

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. Müjde SEVİMAY

KONYA-2013

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI REZİN SİMANLARIN PORSELEN DENTİN ARASINDAKİ BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

SULTAN YAVUZER

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. Müjde SEVİMAY

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **10202038** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2013

ii.ÖNSÖZ

Doktora eğitimi ve tez çalışması süresince destek ve yol gösterici olan danışmanım Doç. Dr. Müjde Sevimay'a ; emek ve zamanlarını esirgemeyen değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. Filiz Aykent'e , Prof. Dr.Nilgün Öztürk'e , Prof. Dr. Özgür İnan'a ve Prof. Dr. Sema Belli'ye ,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili Dr.Dt. Özgün Yusuf Özyılmaz başta olmak üzere Yard.Doç.Dr. Erhan Dilber'e, Yard.Doç.Dr.Özlem Kara'ya, Dr.Dt.Arzu Özcan Kıran'a, Yard.Doç.Dr. Tevfik Yavuz'a, Dt.Gülsüm Sayın'a ve 'Abla' olmanın güzelliğini yaşatan genç meslektaşlarıma,

Tez çalışması pratik aşaması cihazların kullanımında yardımcı olan Şerife Buket Bozkurt ve Niyazi Dündar'a,

Yaşam boyu bana sevgi, emek ve güç veren **canım aileme** en derin saygılarımla yürekten teşekkür ederim.

iii. İÇİNDEKİLER **Sayfa**

ii. ÖNSÖZ ..... **ii**

iii. İÇİNDEKİLER ..... **iii**

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **iv**

1. GİRİŞ **1**

1.1.İnleyler 3

1.2.İnley Endikasyon ve Kontrendikasyonları 3

1.3.İnley Preparasyon Teknikleri 4

1.4.İnleylerin Sınıflandırılması 5

1.4.1. Kompozit İnleyler 6

1.4.2. Seromer İnleyler 7

1.4.3. Seramik İnleyler 8

1.5.Simantasyon 12

1.6.Simantasyon İşleminde Kullanılan Simanlar 13

1.6.1. Geleneksel simanlar 13

1.6.2. Cam İyonomer Siman 14

1.6.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman 14

1.6.4. Kompomerler (Poliasit Modifiye Rezin Kompozitler) 15

1.6.5. Kompozit Rezin Simanlar 15

1.7.Rezin Simanların Diş Dokusu ile Bağlantısı 18

1.7.1. Minenin yapısı ve bağlanma 18

1.7.2. Dentin dokusu ve bağlanma 19

1.7.3. Total-Etch Adeziv Sistemler 21

1.8.Seramik-Rezin Bağlantısı 29

1.9.Bağlayıcı Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi 30

1.9.1. İn-vitro Bağlanma Testleri 30

1.9.2. Kırılma Yüzey Analiz Yöntemleri 33

1.9.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 34

2. GEREÇ VE YÖNTEM **35**

2.1.Kavite preparasyonu 35

2.2.Kavitelerin ölçüsünün alınması ve çalışma modellerinin hazırlanması 36

2.3.Seramik Örneklerin Hazırlanması 37

2.4.Simantasyon işlemi 39

2.4.1. IPS Empress Estetik inley restorasyonun simantasyon için hazırlanması 41
2.4.2. Grup 1 : Variolink II Rezin Siman ile Seramik İnley Simantasyonu 41
2.4.3. Grup 2: Multilink Automix Rezin Siman ile Seramik İnley Simantasyonu 42
2.4.4. Grup 3 : Panavia F 2.0 Rezin Siman ile Seramik İnley Simantasyonu 42
2.4.5. Grup 4: Speed CEM Rezin Siman ile Seramik İnley Simantasyonu 43
2.5.Mikrogerilim test metodu 43
2.5.1. Mikrogerilim metodu için örneklerin hazırlanması.....43
2.5.2. Mikrogerilim test metodunun uygulanması 44
2.6.Kırık yüzey analizi 45
2.7.SEM analizi 46
2.7.1.Örneklerin hazırlanması 46
2.7.2.SEM Örneklerin değerlendirilmesi 47
2.8.İstatistiksel değerlendirme 48
3. BULGULAR.....49
3.1.Mikrogerilim Test Bulguları.....49
3.2.Kırılma yüzey analizi bulguları 52
3.3.SEM analizi bulguları.....53
3.3.1. Grup 1 : Variolink II Rezin Simanın SEM incelemeleri 53
3.3.2. Grup 2: Multilink Automix Rezin Simanın SEM incelemeleri 54
3.3.3. Grup 3 : Panavia F 2.0 Rezin Simanın SEM incelemeleri.....56
3.3.4. Grup 4 : Speed CEM Rezin Simanın SEM incelemeleri 57
4. TARTIŞMA.....59
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....69
6.ÖZET.....70
7.SUMMARY.....71
8. KAYNAKLAR.....72
9. EKLER.....80
10. ÖZGEÇMİŞ 82

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

Al_2O_3: Alüminyum Oksit

BIS-EMA : Etoksi bisfenol glikol dimetakrilat

BIS-GMA: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat

°C: Santigrat Derece

CAD/CAM: Computer Aided Design/Manufacturing

cm^2 : Santimetre kare

dak : Dakika

GPa : Gigapaskal

HEMA: Hidroksietil metakrilat

ISO : Uluslararası Standartlar Teşkilâtı

KO: Kareler Ortalaması

KT: Kareler Toplamı

LED: Light-Emitting Diode (Işık yayan diyot)

MDP : Metakriloiloksidodesil Dihidrojen Fosfat

MPa: Megapaskal

µm: Mikrometre

mm: Milimetre

mm^2 : Milimetre kare

mW : Miliwatt

n : Örnek sayısı

Nm : Nanometre

N: Newton

pH : Hidrojenin gücü

SD: Serbestlik Derecesi

SEM: Tarayıcı Elektron Mikroskobu

sn : Saniye

SS: Standart Sapma

SPSS: Sosyal bilimler için istatistik paketi

TEG-DMA: Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

W: Watt

1. GİRİŞ

Hümanist psikolojinin kurucularından Abraham Maslow'un (1908-1970) motivasyon teorisine göre kendini gerçekleştirme amacına yönelik tüm çabalarda insanlar ihtiyaçlarını öncelik sırasına göre gidermeye çalışırlar ve hayatlarını bu şekilde organize ederler.

Beslenme, barınma ve giyinme gibi tüm temel ihtiyaçlar tamamlandığında, estetik bireyler için önemli olmaya başlar. Estetiğin başında dişler yer almaktadır. Sağlıklı dişlerle ortodonti, estetik restorasyonlar ya da daha karmaşık diğer rekonstriksiyonlar gibi yeni ihtiyaçlar yaratılmaktadır.

'Güzel olan (genellikle) iyidir' yargısı üzerine insanlar güzel olmak için çaba gösterirler. Sağlıklı dişler gücün göstergesi (simgesi) olması yanında güzelliğin de bir parçasıdır. Günümüzde ağız sağlığının devamlılığı ve güzel görünme her statüdeki bireyin temel amacı olmuştur.

Bu nedenle kliniklere başvuran insanların temel isteği restorasyonların daha estetik, uzun ömürlü ve fonksiyonel olmasıdır. Bunların karşılanması adına dişhekimliği alanında yeni teknikler ve bunlara uyumlu materyallerin geliştirilmesi için sürekli bir çalışma vardır. Kullanıma sunulan materyaller ile mikrosızıntı sonucu meydana gelen sekonder çürük oluşumunu en alt seviyede tutarak kalan diş yapısını korunması ve bir bütün olarak çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnci gösterebilmesi amaçlanır. Bu nedenle restorasyon ile diş dokuları arasındaki bağlantının kalitesi klinik başarı için önemlidir.

Daha yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan posterior dişlerin; restorasyonunda eskiden beri kullanılmakta olan amalgam ve döküm inleylerin yerini hem daha estetik hem de dişe adeziv bağlantı sağlayan kompozit ya da tam seramik inley materyalleri almıştır. Polimerizasyon büzülmesi ve aşınmaya karşı düşük direnci nedeniyle kompozit materyalinin posterior dişlerde kullanımları sınırlıdır. Protetik açıdan bakıldığında seramik sistemlerinin üretim tekniği ve materyal çeşitliliğindeki gelişmeler tam seramik inley/onleylerin, kronların ve post-core restorasyonların kullanımı artırmıştır. Tam seramik restorasyonlar ışığı yansıtma özelliğine sahip olduklarından doğal diş dokusuna daha yakın görünüm ve renkte derinlik sağlar (Yavuzyılmaz ve ark 2005). İlaveten tam seramikler ısısal genleşme

katsayısı ve ısı iletkenliği açısından doğal diş dokusuna benzerlik gösterirler. Ağızda herhangi bir tat değişikliği meydana getirmez ve radyografik olarak sekonder çürük oluşumunun tespitine imkân verir. Basma kuvvetlerine oldukça dayanıklıdırlar (Kelly 2004). Seramik restorasyonda rezin esaslı yapıştırma simanlarla yapılan adeziv simantasyon işlemi seramik yüzeyi ile diş dokusu arasında hem mekanik hem de kimyasal bağlanmayı sağlaması açısından restorasyonun en önemli basamağıdır.

İndirekt kompozit ve seramik restorasyonlarda aproksimal kontakt, oklüzal anatomi ve kenar uyumu açısından üst düzeyde sonuç elde edilebilmektedir. Bu nedenle bu tip restorasyonların adeziv simantasyonunda ince bir tabaka halinde kullanılan rezin simanın polimerizasyon büzülmesi sonucunda oluşacak olumsuz etki oldukça sınırlı kalmaktadır (Peutzfeldt ve Asmussen 1990, Touti ve Aidan 1997, Mak ve ark 2002).

Bir indirekt restorasyonun ağız ortamındaki ömrünü pek çok faktör etkilemektedir. Çürük, travma, aşınma, erozyon, abrazyon, atrizyon ile diş dokusundaki kayıp miktarı, dişin vitalitesi; kavite derinliği, sınırları şekili, çürükten etkilenmiş sklerotik olarak değişen dentin dokusunun tipi gibi birçok faktör bunların arasında sayılabilir. Bunların dışında indirekt posterior restorasyonların kalınlıklarının artması ile birlikte kullanılan ışık kaynağının gücü, uzaklığı ve polimerizasyon süresi gibi faktörler de etkendirler. Kullanılan adeziv sistem/rezin simanın içeriği ve uygulama tekniği, siman film kalınlığı, bağlanma dayanımı, radyoopaklık gibi diğer birçok özellik restorasyonun adaptasyon ve kenar uyumu ile ilgilidir (Opdam ve ark 1997).

Protetik ve restoratif materyallerin klinikte başarılı olarak kullanılmaları için bir seri laboratuar testlerinden geçirilmeleri gerekir. İn vitro çalışmalar, in vivo çalışmalara göre hem daha kısa sürmesi, hem de materyalin değişik yönlerden bağlantısının değerlendirilmesi açısından önemlidir. Bu tür testlerle genelde restorasyonların bağlantı ara yüzeylerinin değerlendirilmesi gerekir. Ağızdaki restorasyonlara gelen kuvvetler çoğunlukla basma, kesme ve germe tipinde olduklarından yapılan in vitro çalışmalarda bu testlerden bir veya bir kaçı tercih edilebilir.

Tam seramik restorasyonların diş dokusuna olan bağlantıları ne kadar güçlü olursa ağızdaki basma, çekme ve germe kuvvetlerine karşı o kadar iyi dayanacak ve

klinik olarak uzun ömürlü olacaktır. Ayrıca diş dokuları ile elde edilen kuvvetli bir bağlantı diş restorasyon arayüzünde mikrosızıntıyı azaltarak sekonder çürük oluşumunu da önleyecektir. Bu durum restorasyonun klinik olarak daha uzun süre hizmet verebilmesini sağlayacaktır.

Bu nedenle bu çalışmanın amacı IPS Empress Esthetic sistemi ile hazırlanan inley restorasyonların dört farklı kompozit rezin siman kullanılarak simantasyonundan sonra dentine olan mikrogerilme bağlanma dayanımını karşılaştırmak ve en iyi bağlanmayı gösteren kompozit rezin simanı tespit etmektir. Bu çalışmanın ispatlanmamış hipotezi, tam seramik inleylerin farklı kompozit rezin simanlar ile simante edildiklerinde dentine bağlanma dayanımları açısından farklılık göstermeyecekleridir.

1.1. İnleyler

İnleyler, dişte kavite hazırlanıp izolasyonu yapıldıktan sonra direkt ya da ölçü alınıp elde edilen model üzerinde indirekt olarak hazırlanan, kaviteye girip çıkabilen ve siman aracılığı ile yapıştırılan intrakoronal restorasyonlardır (Shillingburg ve ark 1997, Blatz 2002, Önal 2004).

1.2. İnley Endikasyon ve Kontrendikasyonları

İnley endikasyonları :

- Hasta için estetik önem taşıyan bölgelerde bulunan Black I ve II restorasyonlarda.
- Geniş okluzal posterior restorasyonlarda okluzal yüzey ve konturlarının kontakların doğru oluşturulması ve kalan diş yapısının desteklenmesinin gerekli olduğu eski restorasyonların yenilenmesi durumunda.
- Aşırı harabiyete uğramayıp, diğer dolgu maddeleri ile yapılacak restorasyonlar için tutuculuk sağlanamayan dişlerde.
- Kondansasyon ve polisaj zorlukları yüzünden dişetinin altına yaygın bir şekilde uzanan kavitelerde.
- Amalgam ve kompozit gibi dolgu maddelerine karşı aşırı duyarlılık veya alerjik reaksiyon gösteren hastalarda.
- Ağzında farklı metallerden yapılmış restorasyonların olduğu galvanik akımın meydana gelebileceği vakalarda.

- Kapanış ve okluzyon bozuklukları nedeni ile yeni oklüzyon düzenlemeleri yapılacak hastalarda.
- İleri derecede abrazyon ve atrizyon gösteren hastalarda (Önal 2004, Roberson ve ark 2011).

İnley kontrendikasyonları:

- Kötü ağız hijyeni ve yetersiz motivasyona sahip hastalarda,
- Aşırı aşınmıs dişlerde,
- Adeziv bağlantı için yetersiz diş yapısının bulunduğu durumlarda,
- Aşırı andırkat bulunan preparasyonlarda,
- Yeterli izolasyonun sağlanamadığı durumlarda,
- Bruksizm ve parafonksiyonel alışkanlıklarda (Zaimoğlu ve Can 2004).

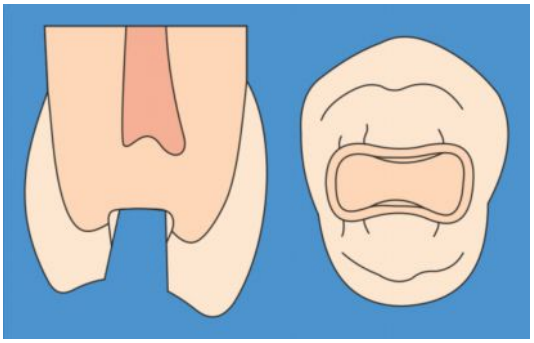
1.3. İnley Preparasyon Teknikleri

Restoratif materyal için yeterli kalınlık, yuvarlatılmış internal açılar ve iyi-sınırlanmış marjinlerle inleyin pasif girişini sağlayacak şekilde preparasyon tasarlanır. Tüm kenarlar, restorasyonunun kenar dayanıklılığın sağlamak için 90 derece butt-joint kavite yüzey açısına sahip olmalıdır. İnternal ve eksternal tüm çizgi ve nokta açıları, restorasyon ve dişte stres birikimini önlemek için yuvarlatılır. Bu kırılma olasılığını azaltır (Roberson ve ark 2011).

Diş preparasyonunda okluzale doğru açılan fasial ve lingual duvarlar oluşturan elmas frez kullanılır. Frezin yan kenarları ve ucunun birleşim yeri; preparasyonda keskin ve strese neden olan internal açılardan kaçınmak için yuvarlak olmalıdır. Preparasyonunun gingivo-okluzal açılımı kavite derinliğine bağlı olarak 2-6 derece arasında olmalıdır. Preparasyon boyunca dik duvarlar oluşturulur. İdeal olarak restorasyonun girişini ve uzaklaştırılmasını engelleyecek hiçbir girinti (undercut) olmamalıdır. Pulpal taban düzgün olmalıdır (Crisppin ve ark 1994).

Kavosurface marjini sağlam minede olacak şekilde prepare edilmelidir. Sağlam mine genişliği değişebilir. Ancak en az 1mm genişliğinde olmalıdır. İnley yapımı için yeterli hacmi sağlayabilmek için 1,5-2 mm derinlikte olmalıdır (Şekil 1.1).

Çürüklerin temizlenmesi ya da eski restorasyonların çıkarılmasından sonra kavite sınırları pulpal bölgede daha derine uzanabilir ya da okluzal duvarda undercutlar meydana gelebilir. Bu durumda yeterli sağlam diş yapısının kalacağından emin olduktan sonra derin çürükler uzaklaştırılmalıdır ve daha sonra florit içeren bir kaide materyali yerleştirilmesi önerilir (Crispin ve ark 1994).



Şekil 1.1. Okluzal inley kavite preperasyon şeklinin şematik görüntüsü

Kullanılan inley maddeleri birbirileri ile karşılaştırıldığında her maddenin avantajı ve dezavantajı mevcut olduğundan madde seçimi çoğu kez kişisel olarak hastaya ve o hastadaki spesifik endikasyona bağlıdır.

İnley restorasyonlarla daha az invaziv bir tedavi şekli gerçekleşebilir. Aproksimal kontakt ve bu bölgenin polisajı ideal bir şekilde yapılabilir. Dolgu maddelerine göre aşınmaya karşı daha dirençli maddeler uygulanabilir. Ancak dolgu yapımına göre daha komplike yapım şekli ve yüksek maliyet dezavantaj olabilir. Ayrıca iyi bir preparasyon için bazı durumlarda sağlam dokuda daha fazla madde kaldırmak gerekebilir.

1.4. İnleylerin Sınıflandırılması

Günümüzde inleyler üretildikleri restoratif maddelere göre sınıflandırılırlar (Önal 2004, Robenson ve ark 2011) :

1- Kompozit inleyler
2- Seromer inleyler
3- Seramik inleyler

1.4.1. Kompozit İnleyler

Direkt veya indirekt yöntemle kompozit rezinden hazırlanarak inley kavitesine tamamen polimerize edilmiş bir kitle şeklinde simante edilen inley restorasyonudur. Kompozit inleyler, estetiktirler ve laboratuar işlemleri kolaydır. Adeziv sistemlerle dişe bağlanırlar ve eksik proksimal kontaktların ağız dışında tamamlanması mümkündür. Polimerizasyon ağız dışında gerçekleştiği için polimerizasyon büzülmesi direkt posterior kompozitlerdeki gibi fazla değildir. Kalan diş dokusunu maksimum derecede korumakta ve dişin direncini arttırmaktadır (Yavuzyılmaz 1996, Brunton ve ark 1999, Karakaya ve Özer 1999, Zaimoğlu ve Can 2004).

Direkt kompozit inley yapımı

Preparasyon sonrası kavite içine kaide maddesi yerleştirildikten sonra dişe şeffaf bir polietilen matriks ve kama takılır. Kavite bir lak ile izole edilir. Kompozit tabakalama tekniği ile yerleştirilip çeşitli yönlerden ışık verilerek sertleştirilir. Sonra inley kaviteden çıkarılır, eksik yerleri tamamlanır, fazlalıklar alınır. Kullanılan kompozit sisteme özgü inley fırınında polimerizasyona tabi tutulur. Bu sırada inley ısı ve basınç etkisiyle tekrar polimerize olur. Direkt kompozit inleylerin posterior kompozitlere göre avantajları kompozit inleylerin iki kez polimerizasyona tabii tutulması ve dolayısıyla polimerizasyon kontraksiyonunun daha az ve mekanik özelliklerinin daha iyi olmasıdır. Aproksimal ve gingival bölgelerde polisaj imkânı bulunur (Önal 2004).

İndirekt kompozit inley yapımı

Her bir üretici firmanın sistemi farklı olsa da genel olarak indirekt kompozit restorasyonun yapımı şöyle özetlenebilir:

1- Diş preparasyonu sonrasında alınan ölçüden model elde edilir.
2- Elde edilen model üzerinde indirekt kompozit restorasyon oluşturulur. Kompozit tabaka halinde yerleştirilerek ışıkla polimerize edilir.
3- Restorasyon oksijen inhibe edici yüzey tabakasını engellemek için özel bir jel ile kaplanır.
4- Son polimerizasyon için ilave ışık, ısı ve bazı durumlarda basınca maruz bırakan fırın benzeri cihaza konularak yapılır.

5- Kompozit inley düzeltilir, bitirme işlemi ve polisajı laboratuarda yapılır.
6- İndirekt restorasyon ağızda denenir ve simante edilir (Roberson ve ark 2011).

Kompozit restorasyonun fiziksel özellikleri kompozitin yapısına ve matriks yapısının polimerizasyon derecesine göre artar. İyi sertleşmiş restorasyonlar en iyi, laboratuarda basınç, vakum, yoğun ışık, ısı ya da kombinasyonlarında elde edilir. İndirekt kompozit inleyler, okluzal kontakt alanlarında okluzal kuvvetlere karşı direkt kompozit restorasyona göre daha dirençli iken, seramik restorasyona göre zayıftır. Kompozit inleylerin kolay uyum, karşıt dişlerde daha az aşınma, iyi estetik ve tamir olanakları vardır (Roberson ve ark 2011).

1.4.2. Seromer İnleyler

Laboratuarda işlenmiş kompozit materyalleridir. Polimer camlar 'polymer glasses' doldurulmuş polimer 'filled polymer' ya da seromerler ('ceramic-optimized resins') olarak adlandırılmışlardır. Seromer materyali organik matriks içinde silan uygulanmış mikrohibrit inorganik doldurucular içeren üçüncü jenerasyon kompozit ürünlerdir. Laboratuarda ışık, basınç-ısı, ışık-vakum, ışık-ısı kullanılarak polimerize edilen seromer restorasyonlar konvansiyonel kompozit restorsyonlar daha düzenli ve homojen yapıya sahiptirler (Sarıdağ 2007).Yapıda bulunan yüksek orandaki inorganik doldurucular kompozit rezin yapının mekanik özelliklerinin artması yanında estetik özelliklerin seramiklere yakın olmasını sağlarlar. Organik matriksin değiştirilmiş kimyasal yapısı ise rezin materyalinin kullanımını kolaylaştırmaktadır (Fahl ve Casselini 1997, Duke 1999, Mandikos ve ark 2001).

Bu kompozitler inley/onleyler ve bazı parsiyel protezler için kuvvetlendiricilerle kullanılabilirler. Geleneksel kompozit rezinlerden daha viskoz olan seromer materyalinin elastik modülü seramiklerden düşüktür, baskı yüklerini daha fazla absorbe ederler ve dişe kuvveti daha az iletirler. Ağız içinde tamirleri mümkündür. Aşınma dirençleri mineninkine yakındır. Dişe göre daha fazla aşınırlar, ancak karşıt dentisyonda fazla miktarda aşınmaya sebep olmazlar (Brunton ve ark 1999, Wang ve ark 2002).

İçeriğindeki doldurucu oranlarının %70-90 arasında değiştiği Targis (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Sculpture (Jeneric/ Pentron, Wallingford, CT),

Artglass (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany), Belleglass (Kerr-Girrbach, Pforzheim, G) gibi değişik sistemler mevcuttur. Her bir sistemin uygulama şekli farklı olmakla birlikte temelde bu inleyler indirekt yöntemle elde edilirler (Ku ve ark 2002, Waki ve ark 2004).

1.4.3. Seramik İnleyler

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler cam matriks içine dağılmış feldspar, silika, alumina kristalin minarelleridir. Bu kristalin yapı seramiğin dayanıklılığını sağlar. Seramik inleyler kompozisyon ve yapım şekillerine göre 4 grupta incelenebilirler (Kelly ve ark 1996, Blatz 2002) :

- Refraktör day materyali üzerinde fırınlanan seramik inleyler
- Döküm cam seramik inleyler
- Isı ve basınçla şekillendirilen cam seramik inleyler
- Bilgisayar yardımıyla yapılan seramik inleyler

Refraktör Day Materyali Üzerinde Fırınlanan Seramik İnleyler

Feldspatik porselen inley; refraktör day üzerinde fırınlanan, kor yapısı içermeyen porselen sistemleridir. En çok laminate veneer, inley, onley yapımında kullanılan seramiklerdir (Mc Lean 2001, Blatz ve ark 2003). Refraktör day materyali yüksek ısıya dayanıklı fosfat bağlı bir revetmandır ve porselen direkt olarak üzerinde fırınlanabilir. Bu materyalden yapılan dayların kenarlarındaki kırılma direnci yüksek, sertleşme genleşmeleri düşük ve üzerinde pişirilen porselenin ısısal genleşme katsayısı ile uyumludur. Alüminyum oksit kumlaması ile kolayca bitmiş restorasyondan ayrılırlar. Ancak en büyük dezavantajları refraktör day üzerinden çıkarılan restorasyon ağızda denendikten sonra ilave gerektiğinde bunu yapmadaki zorluktur (Kelly ve ark 1996, Coşkun ve Yaluğ 2002).

Döküm Cam Seramik İnleyler

Cam seramikler; camın kontrollü kristalizasyonuyla hazırlanan katı polikristalinlerdir. Orjinal cam seramik, tetrasilisilik flormika kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) içerir. Bu sistemler arasında en çok bilinenler; Dicor ve CeraPearl'dır (Kelly ve ark 1996, Shillingburg ve ark 1997).

Dicor: Sistem hacimsel olarak %45 cam ve %55 tetrasilisilik mika kristallerinden oluşmuş 1980'lerin başında kullanıma sunulmuştur. Yarı kristal yapı mineye yakın şeffaflığı, baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı sağlarken çatlakların ilerlemesini engeller (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu sistemde; restorasyonun mum modelajı fosfat bağlı revetmana alınır ve 1350°C'da santrifuj tekniğiyle dökülür. Daha sonra uygulanan ısısal işlemle dökülen camın kontrollü kristalizasyonu (ceramming) sağlanır ve dayanıklı kor yapı elde edilir. Estetik görünüm üst yapı porselenleri ve boyama ile modifiye edilir (Ferro ve ark 1994).

CeraPearl: Minenin hidroksiapatit kristaline benzer bir mikro yapıya sahiptir. Kristal çekirdeğe bağlı olarak, belli ısıda kristalize olan cam seramiklerde oksiapatit kristali oluşur. Bu kristal nem ile birlikte hidroksiapatite dönüşür. Sistem mekanik olarak güçlüdür ancak sadece dıştan boyama yapılabilmesi bir dezavantajdır. (Shillingburg ve ark 1997).

Isı ve Basınçla Şekillendirilen Cam Seramik İnleyler

IPS Empress: Zürih Üniversitesinde 1983 yılında geliştirilmiştir. Temelde yüksek lösit kristalleri ile güçlendirilmiş ingot formunda feldspatik porselendir (Crispin ve ark 1994, Garber ve Goldstein 1994, Shillingburg ve ark 1997, Alaçam ve ark 1998, Burke ve ark 1998). Lösit kristalleri silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3); potasyum oksit (K_2O) oluşur. Bu kristaller yaklaşık olarak 1-3 μm büyüklüğündedir ve tek tip olarak gelişir, yüksek ısıda seramiğin dayanıklılığını etkiler. Seramik çekirdek mikro yapısı yoğun ve seramik hacminin % 40'ını oluşturur (Dong ve ark 1992, Üçtaşlı ve Wilson 1996, Cattel ve ark 1997). Lösitle güçlendirilen cam seramik ingotlar hidrostatik basınçla yüksek ısıda preslenir. Mum modelaj geleneksel day sistemi üzerinde yapılır, tijlenir ve revetmana alınır (Crispin ve ark 1994, Garber ve Goldstein 1994, Alaçam ve ark 1998). Manşet 850° C'ye kadar ısıtılarak mum uzaklaştırılır. Manset, EP 500 adı verilen özel porselen fırınına konur. Döküm yoluna seramik blok aluminyum piston yerleştirilir. Isı 1150° C'ye çıktıktan sonra 20 dk. süre ile yumuşamış seramik blok 0.3-0.4 MPa basınç ile yavaş yavaş vakum altında preslenir. Restorasyon kumlama ile temizlendikten sonra tiji kesilip model üzerinde kontrol edilir (Zaimoğlu ve Can 2004). Ön bölge restorasyonların tabakalama, arka bölge restorasyonlarında boyama tekniği ile görünüm değiştirilebilir. Tabakalama veya boya uygulaması gibi fırınlama işlemleri, lösit kristallerinin, yoğunlaşması ile

cam faz içinde daha homojen bir yapı sağlar, dayanıklılığı 120 den 180 MPa'a kadar artırır (Kelly ve ark 1996, Dijken ve ark 1999, Coşkun ve Yaluğ 2002). Doğal dişe yakın ışık geçirgenliği; laminate veneer, inley, onley ve kron restorasyonlarının yapımına imkân verirken, materyalin mekanik özellikleri köprü protezi yapımına izin vermemektedir (Mc Lean 2001).

IPS Empress 2: Sistem 1998 yılında kullanıma sunulmuştur. Sistemin esası yine IPS Empress'de olduğu gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Hazır lityum disilikat cam seramik tabletler EP 500 adı verilen özel fırınında 920º C'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğun içine yollanır. Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapıda, esas kristal faz olarak, 0.5-4µm. büyüklüğünde hacminin en az % 60'ı kadar lityum disilikat kristalleri, ikinci kristal faz olarak ise 0.1-0.3 µm. büyüklüğünde lityum ortofosfat (Li_2PO_4) kristalleri içermektedir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Lityum disilikat sayesinde lösit içerikli IPS Empress sisteme göre mekanik özellikleri geliştirilmistir. IPS Empress ve IPS Empress 2'nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2 sisteminde cam matriks daha az olduğu için kırılma dayanımını artmıştır (Höland ve ark 2000, Qualtrough ve Piddock 2002, Blatz ve ark 2003, Zaimoğlu ve Can 2004). Bükülme dayanımı 350 MPa olan IPS Empress 2 sisteminin; ön ve arka grup dişlerde tek kron yapımında ve ikinci premolara kadar uzanabilen 3 üyeli sabit protezlerin yapımı için kullanılabilir (Guess ve ark 2011).

Ayrıca bu restorasyonların dayanıklılığı ve klinik ömrünün arttırılması amacıyla, adeziv simantasyon yapılması önerilir (Sorensen 1999, Raigrodski 2004b, Conrad ve ark 2007).

Böylece IPS Empress seramiğin dayanımı anterior bölgede tek kronların yapımı için sınırlıdır. IPS Empress 2 nin içeriğindeki geliştirilmiş kor yapı ile ikinci premolara kadar uzanabilen 3 üyeli sabit protezlerin yapımı mümkündür (Conrad ve ark 2007).

IPS e.max Press: IPS Empress 2 nin geliştilmiş hali olan ve 2005 yılında üretilen preslenebilir seramik materyaldir. İçeriğinde yine lityum disilikat bulanan materyal in bükülme dayanımı 440 MPa'a yükseltilmiş ve ışık geçirgenliği geliştirilmiştir. IPS

e.max Press, inley,onley, posterior bölgede kronlar ya da kronlar ve 3-üniteli anterior köprüler için kor yapı olarak kullanılmaktadır. Bu korlar bükülme dayanımı 90 MPa olan IPS e.max Ceram ile veneerlenmektedir (IPS e.max Press System 2005, Conrad ve ark 2007, Guess ve ark 2011).

IPS Empress Esthetic: Estetik tek diş restorasyonlarının üretiminde pres tekniğiyle kullanılan materyaldir. IPS Empress Esthetic ingotları, cam ve kristal fazı içeren lösitle güçlendirilmiş cam seramikten yapılmıştır.. Mikronluk lösit kristalleri çok aşamalı bir işlemle düzgün bir biçimde direkt olarak biçimsiz cam oluşmaktadır. İngotların üretimi esnasında toz formundaki ürün, ingota maksimum homojenlik sağlayan tam otomatik işlemle preslenir. Cam fazla kristal faz (lösit) arasındaki termal ekspansiyon katsayısı göz önüne alındığında, cam fazdaki sinterleme sonrası soğutma, baskı stresleri oluşturmaktadır. Bu mekanizma dayanımın artmasıyla ve IPS Empress Esthetic seramiğin 160 MPa bükülme dayanımı göstermesiyle sonuçlanmaktadır. Bu materyal tipi yaklaşık 20 yıldır başarıyla kullanılmaktadır. Preslenmiş restorasyonlar iyi bir uyuma ve homojen bir yüzeye sahiptir (IPSEmpress 2006).

Endikasyonları :

1- İnley/onley restorasyonlar
2- Anterior ve posterior kronlar
3- Laminate venerler
4- İmplant üstü tek kronlarda (anterior ve posterior) (IPSEmpress 2006) kullanılmaktadır.

Kontrendikasyonları:

1- Köprü restorasyonlar
2- Geleneksel simantasyon yapılacağı durumlarda
3- Çok derin, subgingival preparasyonlu dişlerde
4- Çok aşınmış dentisyonlu hastalarda
5- Bruksizmli hastalarda
6- Posterior laminate venerlerde
7- Dişin tüm çevresinde IPS Empress Esthetic Veneer seramiğin kullanıldığı anterior kronlarda (IPSEmpress 2006).

Bilgisayar Yardımıyla Yapılan Seramik İnleyler

Bilgisayar ile tasarım üretim ve teknolojisi (computer aided design/computer aided manufacture, CAD/CAM), 1980'lerden itibaren büyük gelişim göstermiştir (Ersu ve ark 2008, Miyazaki ve ark 2009). Sistem 3 fonksiyondan oluşur. Optik tarayıcı ile veriler toplanır, kaydedilir, bilgisayar yardımı ile restorasyon tasarımı hazırlanır (CAD) ve restorasyon üretilir (CAM)(Mörmann 2004).Verilerin toplanarak kaydedilmesi aşaması değişik CAD/CAM sistemlerine göre farklılıklar göstermektedir (Witkowski 2005).

İlk defa inlay /onlay yapımı için Dr.Moermann tarafından geliştirilen CEREC sisteminde günümüzde intra oral olarak dijital 3-boyutlu tarayıcı kullanılmaktadır. CEREC 3 (CEREC 3D, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) sistemi hasta başında tasarım ve üretim yapılabilen tek sistemdir. Diğer sistemlerde veriler hastadan elde edilen model üzerinden, mekanik veya optik sayısallaştırıcılar (*digitizer*) ile toplanır. Bilgisayar yazılımı ile veriler noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülerek restorasyon tasarımı yapılır. CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirir. Prefabrik bloklardan elmas frez, veya elmas diskler kullanılarak eksiltme yöntemi tekniği ile ya da üç boyutlu serbest-şekilli üretim ekleme yoluyla restorasyon üretilir (Christensen 2006, Strub ve ark 2006).

İnley restorasyonlarda en sık görülen klinik başarısızlık nedeni mikrosızıntı ve buna bağlı olarak gelişen sekonder çürüklerdir. Bu nedenle inley restorasyonların yapımında hangi materyal ve teknik kullanılırsa kullanılsın restorasyon ve diş arasında iyi bir bağlanma elde etmek için seçilen siman materyali önemlidir (Goodarche ve ark 2003).

1.5. Simantasyon

Diş ve restorasyon arasındaki aralığı kapatarak bağlantı oluşturup restorasyonun ağızda kalmasını sağlamak amacıyla yapılan işlemdir. Restorasyonun başarısında kullanılan materyal ve yapım tekniği kadar kritik faktördür.

1.6. Simantasyon İşleminde Kullanılan Simanlar

Rosenstiel ve ark (1998) adeziv özelliği olan dokuya uyumlu, karıştırma sırasında düşük viskoziteye sahip, çürük ve plaktan koruyucu; fonksiyonel kuvvetlere karşı yeterince dayanıklı, suda çözünürlüğü düşük ve su emmeyen, mikrosızıntıya karşı dirençli, radyoopak, estetik, manuplasyonu kolay, düşük maliyetli bir simanın ideal bir yapıştırma ajanı olduğunu bildirmişlerdir.

Günümüzde simanlar 5 grupta incelenebilinir:

- Geleneksel simanlar
- Cam iyonomer simanlar
- Rezin modifiye cam ionomer simanlar
- Kompomerler
- Kompozit rezin simanlar

1.6.1. Geleneksel simanlar

Çinko fosfat siman

Geleneksel bir siman grubundaki çinko fosfat 1800' ler de tanıtılan metal, metal-seramik ve porselen restorasyonlarda kullanılan en eski simandır. Asit baz reaksiyonu sonucu sertleşerek tuz (siman) ve su oluştururlar (Şen 2011). Ayrı toz-likit sisteminden oluşur. Çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli dayanıklılık için doğru karışım gereklidir. Baskı direnci yüksek; çekme direnci diğer simanlardan düşüktür. Karıştırıldığında simanının elastik modulu yüksektir. Çinkofosfat herhangi bir dokuya kimyasal olarak bağlanmaz. Bu yüzden diş preparasyonu yüzey alanı, taper açısı ve uzunluğu simanın başarısında etkendir (Diaz Arnold ve ark 1999).

Yeterli fiziksel özellikleri ve uygulama kolaylığı ile metal, iyi uyumlu metal-seramik ve pinli restorasyonların yapıştırılmasında klinikte tercih edilebilecek bir simandır (Rosenstiel ve ark 1998, Pegoraro ve ark 2007).

Polikarboksilat Siman

Polikarboksilat siman 1968 yılında Smith tarafından diş dokusuna yapışan ilk siman olarak tanıtılmıştır. Çinkofosfat hibrit olarak kullanılmıştır. Likitinde yüksek molekül ağırlıklı polialkenoik asit bulunur. Üretici firma talimatlarına uygun

karıştırıldığında çinkofosfat simandan daha kalın, baskı direnci düşük çekme direnci ise yüksektir. Dişdeki kalsiyum ile yapısındaki serbest karboksil grupları arasında kimyasal bağlantı sağlar. Siman karıştırıldığında çinkofosfattan daha düşük olan pH değeri hızla yükselerek organik asit moleküllerinin dentin tübüllerine girmesi en düşük seviyede kaldığı için doku uyumu üst seviyededir (Hill 2007, Şen 2011).

Sertleşme sonrasında yük altında plastik deformasyon gösterir bu yüzden çiğneme kuvvetinin fazla olduğu bölgelerde ve çok üyeli sabit restorasyonlarda kullanımı dezavantajdır (Diaz Arnold ve ark 1999). Metal seramik, güçlendirilmiş seramik, metal ve zirkonya postlu restorasyonların daimi simantasyonunda kullanılır (Şen 2011).

1.6.2. Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer siman 1970'li yılların başında yılında Wilson ve Kent, tarafından tanıtılmıştır. Toz kalsiyum floroalüminosilikat cam içerir. Likit poliakrilik asit, itakonik, maleik, trikarboksilik asit içerir. Cam iyonomer simanın mine ve dentin apatitindeki fosfat iyonları ve/veya kalsiyumla, asit içerisindeki karboksil gruplarının şelasyonu ile diş siman ara yüzeyinde iyonik bağ oluşmasıyla diş dokusuna yapıştığı düşünülür. Flor salınımı özelliği ile birlikte çinkofosfat ve polikarboksilat simandan daha yüksek baskı direncine sahiptir. Ancak elastik modulu çinkofosfattan daha düşüktür. Çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu bölgelerde elastik deformasyon gösterir. Çalışma zamanı diğerlerinden daha kısadır. Çinkofasfat siman gibi cam iyonomer simanda nemden ve tükrük kontaminasyonundan etkilenir, sertliği azalır (Mojon ve ark 1996). Simantasyon sonrasındaki hassasiyet nedeni başlangıç pH değerinin düşük olmasıdır. Metal seramik, metal ve zirkonya postlu restorasyonların daimi simantasyonunda kullanılır (Diaz Arnold ve ark 1999, Hill 2007, Dayangaç 2011).

1.6.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman (RMGI) 1980'lerde üretilen cam iyonomer siman (CİS) içine polimerize rezinlerin ilavesi ile üretilen hibrit bir simandır (Wilson ve Nicholson 1993). Bu simanlar hibrit cam iyonomer, rezin ile güçlendirilmiş cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer siman, rezinomer, rezin

iyonomer diye de adlandırılırlar. İçerik olarak % 80 CİS ve % 20 kompozit rezinden oluşurlar (Hill 2007, Pegoraro ve ark 2007).

Sertleşme reaksiyonu; asit-baz reaksiyonu ve metakrilat gruplarının ışıkla ya da kimyasal polimerizasyonunu içeren farklı mekanizmalarla gerçekleşir. Baskı ve çekme direnci CIS'dan daha fazladır. Çözünürlülüğü az, aside direnci fazladır. İçeriğindeki rezin matriks dehidratasyonu azaltırken büzülme ve kırılmalara sebep olur (Dayangaç 2011).

RMGI metal, metal destekli porselen kronlar, rezin kompozit veya cam iyonomer kor yapılı sabit protezlerin simantasyonunda kullanılırken; sürekli su emilimi yüzünden oluşan boyutsal düzensizliği tam seramik restorasyonlar için uygun değildir (Zaimoğlu ve Can 2004, Hill 2007).

1.6.4. Kompomerler (Poliasit Modifiye Rezin Kompozitler)

Kompomerler poliasit modifiye rezin kompozit olarak da adlandırılan 1990' ların sonunda üretilen kompozit rezin ve cam iyonomerin avantajlarını bir arada sunan bir simandır. Fiziksel davranışı kompozit rezinlere daha çok benzerken, RMGI' den daha yüksek kompozitten daha düşük baskı direncine sahiptir (Meyer ve ark 1998, Hill 2007).

1.6.5. Kompozit Rezin Simanlar

Restoratif kompozitlere benzeyen indirekt restorasyonların simantasyonunda 1952'den beri kullanılmaktadır. Temel yapısında rezin matriks ve inorganik doldurucular vardır. Rezin simanlar metilmekakrilat, bisfenol-A-polietoksi dimetakrilat (Bis-GMA) ya da üretan dimetakrilattan (UDMA) oluşur. Bis-GMA ve UDMA aşırı viskoz yapıdadır. Trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) simanın viskozitesini kontrol için matriks yapıya ilave edilmiştir. İnorganik faz ağırlıkça % 20-80 oranında koloidal silika ve baryum cam doldurucudan oluşur (Hill 2007). Bunun yanında matriks yapının içine çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, stronsiyum, lityum aliminyum silikat, yiterbiyum, cam ve çinko eklenmiştir. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşer, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır ve dayanıklılık artar (Zaimoğlu ve Can 2004).Yüksek doldurucu içerik ile simanın baskı, çekme direnci ve dayanıklılığı artarken akıcılığı azalır. Buna bağlı olarak siman film kalınlığı artar

(Diaz-Arnold ve ark 1999, Öztürk 2001). Organik yapı ve doldurucular silisyum bileşiği olan silan bağlayıcı ajanlarla birbirine bağlanırlar. Böylece rezinin fiziksel ve mekaniksel özellikleri gelişerek suyun geçişi önlenir, çözünürlülük kabul edilebilir düzeye ulaşır (Zaimoğlu ve Can 2004). Rezin simanlar renk seçenekleri ile estetik özellikleri yüksek ve dokuya uyumludurlar. Uygulanmaları teknik hassasiyet ister (Hill 2007).

Kimyasal yapılarından dolayı diş dokularına yapışırlar. Rezin, mineye hidroksiapatit kristallerine mikromekanik kilitlenme ile yapışırken dentine bağlanma dentinin kompleks yapısı nedeniyle daha karmaşıktır. Her rezin simanın kullanım şekli farklıdır. Üretici firma kullanım talimatlarına uygun hazırlanmaları gerekir (Şen 2011).

Kompozit rezin simanlar, polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılırlar**:**

- Kimyasal olarak polimerize olanlar
- Işıkla polimerize olanlar
- Işık ve kimyasal polimerize olanlar (Dual)

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar

Bu simanlar yaygın olarak kullanılan çift pat sisteminde üretilmişlerdir. Biri başlatıcıyı, diğeri ise aktivatörü içeren bu iki yapı karıştırıldığında kimyasal tepkimeye girerek polimerizasyonu başlatır. Her pat içinde hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzol peroksit diğerinde ise polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin vardır. Tersiyer amin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrar ve amin renkleşmesi meydana gelir. Siman çalışma süresi kısıtlıdır ve çoğunun sadece birkaç renk seçeneği vardır. Bu yüzden diş ve materyal kombinasyonunun siman ile renginin değiştirilmesi düşünüldüğü translusent, metal alt yapısız restorasyonlar için uygun değildir. Ancak daha büyük streslere maruz kalacak restorasyonlar için kimyasal olarak sertleşen ve stresleri dağıtan simanların kullanılması akıllıca olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004). Polimerizasyon reaksiyonunun bütün kompozit kütlesinde düzgün biçimde gerçekleşmesi için karıştırmanın homojen yapılması gerekmektedir.

Polimerizasyon ışık gerektirmediği için tüm restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar (Dayangaç 2011).

Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar

Tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Pat içinde monomerler, komonomerler, doldurucu ve başlatıcı ajanlar bulunmaktadır. Monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Bu reaksiyonda ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı kamforkinon veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikaller oluşturulması prensibiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-450 nm dalga boyundadır (Zaimoğlu ve Can 2004, Uludamar ve ark 2011).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin, uygulanan ışık şiddetine bağlı olarak kompozit polimerizasyon derecesinin değişikliğe uğraması en önemli dezavantajı iken; çalışma zamanının hekim tarafından kontrol edilebilmesi, karıştırma işlemi yapılmadığı için pöröziteye daha az rastlanması, renk seçeneklerinin olması, hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir bir polimerizasyon sağlanması ve rengin stabil olması ile kimyasal polimerize olan kompozitlere göre üstündür (Nayır 1999, Dayangaç 2000).

Bu simanlar; görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm' den az olan ve translusent yapıdaki porselen veya kompozit laminate'lerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır. Işık ile polimerize olan simanların çoğu dual sertleşen katalist ilavesiyle dual olarak da polimerize olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Işık ve kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar (Dual)

Işıkla polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu sistemler, baz ve katalizör olmak üzere iki kısımdan oluşurlar. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon, katalizörün içerisinde ise amin/peroksit vardır. Baz tek başına ışıkla sertleştirilerek kullanılabileceği gibi katalizör ile karıştırılarak da kullanılabilir. Işık derinliğinin ya da geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda,

tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanmasını sağlar. Bu süre yaklaşık 24 saattir. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan bu kompozitlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır ve büyük ölçüde ışığa bağımlıdır. Işık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde düşme gözlenir. Sadece ışıkla polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilmektedir (Zaimoğlu ve ark 1993, El-Mowafy ve ark 1999, Rueggeberg 2002, Uludamar ve ark 2011).

Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar, çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translusent yapıdadırlar. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki 1,5-2 mm' den fazla olan seramik inley/onley restorasyonların, tam porselen kron/köprülerin, rezin bağlantılı köprülerin, implant üstü uygulamaların, porselen laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dual rezin simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Bir inley restorasyonun simantasyonu sırasında simanın ışık kaynağına yakın olan yüzeyi, dual simanın hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşme özelliğinden en çok faydalanan kısmıdır. Kavitenin gingival tabanındaki kısımlarının polimerizasyonu, sisteminin daha çok kimyasal sertleşen komponentine bağlıdır. Maksimum sertliğe ulaşmada, dual cure simanlar için kimyasal sertleşme tek başına yetersizdir (Zaimoğlu ve Can 2004, Manso ve ark 2011).

1.7. Rezin Simanların Diş Dokusu ile Bağlantısı

1.7.1. Minenin yapısı ve bağlanma

Mine ektoderm kaynaklı ameloblast hücreleri tarafından oluşturulur. Mine dişin anatomik kronunu çepeçevre sarar ve her bir diş grubunda ve değişik bölgelerde farklı kalınlıklar gösterir. Kalınlık mine-sement bileşiminde sonlanana kadar aşamalı olarak azalır. Mine yarı saydam özelliktedir. Diş rengi; dentin rengine, mine kalınlığına ve minedeki renklenmenin miktarına bağlıdır.

Mine kimyasal olarak, ağırlıkça % 95-98 inorganik materyal içeren yüksek oranda kristalize bir yapıdır. Kristalin örgü içerisindeki hidroksiapatit, en fazla bulunan mineral bileşendir ve hacimce % 90-92 arasındadır. Eser element ve diğerleri hacimce % 6, ağırlıkça % 1-2 organik içerik ve % 4 sudan oluşur. Organik içerik kollegendir.

Yapısal olarak mine, mine prizmasından, prizma kınından ve aralarındaki interprizmatik matriksten meydana gelir. Sayısı değişken mine prizmaları yaklaşık 30 mikrometre kalınlığında hipermineralize bir alan olan mine-dentin bileşiminden dişin dış yüzeyine doğru dik olarak uzanırlar. Mine dış yüzey alanı mine-dentin bileşimine komşu yüzeyden daha geniş olması nedeniyle mine prizmalarının çapları dentin sınırında 4 mikrometre iken; yüzeyde 8 mikrometredir.

İnsan vücudundaki en sert doku minedir. Mine-dentin bileşime doğru sertliği azalır. Mine düşük gerilme dayanıklılığı ve yüksek elastisite modülü ile kırılgan bir yapıdır. Çiğneme kuvvetlerine dayanabilmesi için dentin desteğine gerek vardır. İyon ve moleküllerin geçişine izin verecek şekilde geçirgendir. Su kristaller arasındaki küçük boşluklarda taşıyıcı rol oynar (Roberson ve ark 2011).

Mine dokusuna adezyon kavramı 1955'de Buonocore'un mine yüzeyini % 85'lik ortofosforik asit ile pürüzlülendirerek yüzey enerjisini arttırması ile başlamıştır. Asitleme ile düşük viskoziteli rezinin yüzey ile temas ile oluşan mikroboşluklar içine girmesini ve rezin taglarının oluşması sağlanmış olur. Rezin içeriğindeki monomerlerin polimerizasyonu ile rezin-mine bağlantısı gerçekleşir. (Öztürk 2001, Roberson ve ark 2011).

1.7.2. Dentin dokusu ve bağlanma

İnsan dentinin içeriği ağırlıkça % 70 inorganik (mineral), % 18 organik, % 12 su'dan ve hacimce % 50 inorganik, % 25 inorganik, % 25 su ve diğer maddelerden oluşur. Dentinde hidroksiapatit kristalleri, mine kristalinden daha küçük ve organik matriks içinde rastgele dağılmıştır. Dentin mineden daha az, sement ve kemikdense daha fazla mineralizedir. Dentinin mineral içeriği yaşla artar. Dentinin organik yapısı kollagenden oluşmaktadır. Dentin sert ve mineralize olmasına rağmen esnektir. Dentin normalde sarı-beyaz renktedir ve mineden daha koyudur. Dentin yüzeyi, ışığa karşı daha az geçirgen olduğundan daha opak ve donuktur daha parlak görünür.

Dentin içerisinde içi sıvı dolu çok sayıda tübülüs veya kanalcık vardır. Bunlar pulpadan başlayıp dentin içerisinden geçerek mine-dentin sınırına ulaşırlar. Tübüller arasında mineralizasyonları peritübüler dentinden daha az olan intertübüler dentin bulunur. Pulpa yakınındaki tübül sayısı, mine-dentin sınırındakine oranla daha fazladır. Bu farklılık tübüllerin pulpadan dışarıya doğru radial seyretmelerinden kaynaklanır. Tübüller içerisindeki sıvı yaklaşık 25-30 mm civa basıncı ile pulpadan dış yüzeye doğru itilir. Bu nedenle dentin dokusu nemlidir. Dinamik yapısıyla dentin içinde devamlı bir sıvı alışverişi vardır (transdentinal permeability). Dentinin protein oranı yüksektir bu nedenle yüzey enerjisi düşüktür. Yüzey enerjisinin düşük olması ise ıslanabilirliliği azaltır ve bağlanmayı güçleştirir (Dayangaç 2011).

Dentin adezyonunda dentin tübülüslerin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı ile dentin içeriği, dentin kalınlığı ve yapısı (demineralize veya sklerotik) smear tabakası ve yaş etkilidir (De Munck ve ark 2005). Bu etkenler dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşturur. Derin ve yüzeysel kavitelerde dentin tübülüs çap ve sayısındaki farklılıklar, adeziv bağlanma dayanıklılığını etkiler. Tübüller pulpa yakınındaki dentinin hacimce % 28'ini, mine-dentin sınırındaki dentinin % 4'ünü oluşturur. Pulpa yakınındaki tübül sayısı (mm^2 'de 45.000) ve çapı (25 μm), mine-dentin sınırındaki tübül sayısı (mm^2'de 20.000) ve çapına (0,8 μm) oranla daha fazladır. Buna bağlı olarak pulpaya yakın derin dentin yüzeylerinde adeziv bağlanma dayanıklılığı daha düşüktür. Bunu nedeni, dentin dokusunun daha ince olması sonucu, geçirgenliğin artmasına bağlanabilir. Dişin bazı bölgelerindeki değişken olan dentin geçirgenliği adeziv bağlanmada önemlidir. Derin kavitelerde dentin dokusunun daha düşük demineralizasyon göstermesi de bağlanmanın zayıf olmasında etkilidir. Yüzeysel dentinde % 96 intertubuler dentin, % 3 peritubuler dentin ve % 1 su bulunurken pulpa yakınındaki derin dentinde % 12 intertubuler dentin, % 66 peritubuler dentin ve % 22 oranında su bulunmaktadır. Adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertubuler dentinin derin dentin yüzeylerinde daha az oranda bulunması adeziv bağlanma dayanıklılığını zayıflatmıştır. Buna rağmen 4-META monomeri içeren bazı dentin adezivleri dentin derinliklerinden etkilenmediği görülmüştür (Dayangaç 2011).

1.7.3. Total-Etch Adeziv Sistemler

Total etch terimi; hem mine hem de dentin dokusunun aynı asitle, farklı sürelerde pürüzlendirilmesini tarif etmektir. Bu sistemler, yüzeyin asitleme ve yıkama işlemlerini gerektirir. Asitleme ve yıkama, mineye en etkili bağlanmayı sağlayan yaklaşımdır (Gökalp ve Ayvaz 2002).

Total-etch adeziv sistemler etki mekanizmalarına, uygulama yöntem ve aşamalarına göre

1-Etch-and-Rinse Adeziv Sistemler:

Üç aşamalı (4. Jenerasyon)

İki aşamalı (5. Jenerasyon)

2- Self-etch Adeziv Sistemler:

İki aşamalı (6. Jenerasyon)

Tek aşamalı (7. Jenerrasyon)

3- Cam İyonomer Adeziv Sistemler olarak sınıflandırılmıştır (Perdigao 2010, Dayangaç 2011, Van Meerbeek ve ark 2011).

Etch-and-rinse adeziv sistemler

Dentin geçirgenliğini azaltan ve difuzyon bariyeri olduğu kabul edilen smear tabakasını ortadan kaldıran bu sistemlerde % 30-40 konsantrasyonda ortofosforik asit hem mine hem de dentin dokusuna aynı anda uygulanır. Mine dokusunda yeterli ve güvenli bağlanma sağlayan bu sistemlerde oluşan hibrit tabakanın kalınlığı yaklaşık 5 μm'dir. Üç ve iki aşamalı olabilir:

Üç basamaklı etch-and-rinse adeziv sistemler

Mine ve dentine bağlanma dayanıklılıkları kanıtlanmış olan bu sistemler 3 aşamada uygulanır:

- Asitle pürüzlendirme: Mine/ dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi
- Primer uygulanması: Adezyonu güçlendiren ajanların kullanılması

- Bonding ajanın (bağlayacı ajanın) demineralize mine/ dentin yüzeyine infiltrasyonu

- Asitle pürüzlendirme: Mine/ dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi

Asitle pürüzlendirme işlemi sonucunda smear tabakası kaldırılır, mine yüzeyinden yaklaşık 10 μm aprizmatik tabaka uzaklaştırılır, 5-50 μm derinlikte çok sayıda mikroskobik girinti ve çıkıntılar oluşturularak yüzey alanı genişletilir, mine dokusunun kritik yüzey gerilimi değeri yükseltilir. Böylece düşük viskoziteli rezinin yüzey ile temas etmesi sağlanır (Van Meerbeek ve ark 2011).

Asitle pürüzlendirme için solusyon, jel ya da yarı jel biçiminde fosforik asit kullanılır. Asit etkisi ile minenin organik matriksi çözünerek ortadan kalkar. Asit uygulanmış mine dokusu için en karakteristik görünüm bal peteği, balık kuyruğu ve anahtar deliğine benzer şekillerdir (Van Meerbeek ve ark 2011).

Asitle pürüzlendirmede, asidin konsantrasyonu, biçimi (solüsyon, jel, yarı jel) uygulama yöntemi ve süresi, mine dokusunun mineral içeriği ve geçirgenliği, hastanın yaşı büyük önem taşır (Jordan 1993). Konsantrasyonu % 30-50 değişen ortofosforik asitle mine dokusununun prizmatik yapısına etki ederek yeterli pürüzlülük sağlanır. Bizotaj yapılmış mine yüzeyi pürüzlendirme işlemi sonucunda 10-15 sn su ile yıkanır ve 5-10 sn hava ile kurutulur. Jel biçimindeki asitlerin mine yüzeyinden uzaklaştırılması daha güçtür, yıkama süresi arttırılır. Tüm bu işlemler sırasında mine yüzeyinin tükürükle temasının engellenmesi ve asidin tam uzaklaştırılması önemlidir.Tükürüğün yapısındaki kalsiyum ve fosfor pürüzlendirmeyi olumsuz etkiler. Asit kalıntıları ise polimerizasyonun engellenmesine neden olan mine yüzeyinde monokalsiyum fosfat kristalleri oluşturur (Jordan 1993). Asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyi göz ile kolayca izlenebilen mat ve hafif tebeşirimsi bir görünüm alır. (Jordan 1993, McCabe ve Walls 1998, Dayangaç 2011).

Dentin dokusunun asitle pürüzlendirilmesi ile kavite preparasyonu sırasında frez ya da benzeri kesici el aletleri ile yapılan kesme ve yapıştırma işlemleri sonucunda oluşan smear tabakası uzaklaştırılır. Smear tıkaçları ortadan kalkar, dentin tübülüslerinden dentin yüzeyine doğru bir sıvı geçişi olur. Dentin geçirgenliği (transdental permabilite) 5-20 kat artar (McCabe ve Walls 1998, Nakabayashi ve

Pasley 1998, De Munck ve ark 2005). Dentin geçirgenliğindeki artış, asit konsantrasyonuna, türüne, etki süresine bağlıdır. Yine asit uygulaması ile dentin dokusunun kritik yüzey gerilim değerinde bir düşme görülür. Bu adezyonu olumsuz etkiler. Adeziv sistemlerin ikinci aşamada uygulanan primer ise bu değeri arttırır (Perdigao 2007, Dayangaç 2011).

Dentin dokusuna uygulanan asit çözünebilen mineralleri (hidroksiapatit kristalleri) dentin yüzeyinden uzaklaştırır. Böylece kollegen lifler mineral desteğini kaybeder. Dentin tübüllerinin ağız kısımlarını huni şeklinde açar ve genişletir, peritübüler dentini ortadan kaldırarak intertübüler dentinin yaklaşık 3-7µm derinlikte demineralize olmasını sağlar. Böylece pörözite artar, kollagen ağ açılarak monomerin tübüllerin içine infiltrasyonu (intratübüler permabilite) kolaylaşır. Bu infiltrasyonda ise yüzeyel pörözite etkilidir (Perdigao 2007, Perdigao 2010).

İntratübüler ve intertübüler filtrasyon sonucu oluşan hibrit tabaka ve rezin tagları, rezinin bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Dekalsifikasyon derinliği, asidin konsantrasyonuna, pH'sına, türüne, viskozitesine ve uygulama süresine bağlıdır (Perdigao 2010, Dayangaç 2011).

Dentin dokusuna asit yaklaşık 15 sn uygulandıktan sonra dentin yüzeyi 10-15 sn su ile yıkanır. Dentin yüzeyindeki aşırı nem hafif hava (5-10 sn) ya da pamuk pelet (2-5 sn) ile alınarak nemli dentin oluşturulmaya çalışılır. Bunun sonucunda kollagen ağ genişler, erimiş mineraller dentin yüzeyinden uzaklaştırılır, rezinin intertübüler penetreasyonu için gerekli olan pörözite bozulmaz. Demineralize dentin hacımca %70 (intertübüler dentinin % 50'si) su ile kaplanır. Rezinin kollagen lifler çevresinde bulunan su ile yer değiştirmesi intertübüler infiltrasyonu oluşturur.

- Primer uygulanması (Adezyonu güçlendiren ajanların kullanılması) :

Yüzey koşulları değiştirilmiş mine/dentin yüzeyine ıslanabilirliği dolayısıyla yüzey enerjisini artırmak amacıyla hidrofilik hidroksietil metakrilat (HEMA) monomeri içeren primer uygulanır. HEMA nın % 35-50'lik konsantrasyonu % 50-65 oranında su içerir. Daha yüksek konsantrasyonda ise su oranı azalarak etkisi zayıflar. HEMA' dan başka 4-META-4-metakriloksietil trimelliat anhidrid gibi monomerlerde kullanılır . Causton tarafından 1982 yılında tanıtılan primer molekülleri bipolar olup farklı iki fonksiyonel grup içerir. Bunlardan hidrofilik fonksiyonel grup nemli

dentinle etkileşime girer, hidrofobik fonksiyonel grup ise adeziv ile bağlantı sağlar. Primerler, su, etonol veya aseton gibi çözücülerde çözünmüş adezyon geliştirici maddelerdir. Çözücülerden su ve etonal güçlü hidrojen bağlar yapabilen hidroksil grubu, aseton ise keton grubu içerir. Primer A ve B olmak üzere çift sistemli olabilir, eşit miktarda karıştırılarak uygulanır (Perdigao 2010, Dayangaç 2011).

Primer A, aseton solusyonunda N-toliglisin glisidilmetakrilat (NTG-GMA-N); Pimer B ise bisfenildimetakrilat (BPDM) içerir. Primer, asitle pürüzlendirme aşamasından sonra iki veya daha fazla katlar halinde parlak bir yüzey elde edilinceye kadar fırça ile dentin yüzeyine sürülür, 5-10 sn hafif hava ile kurutulur. Kurutma işlemi sırasında adeziv içeriğinde bulunan çözücü artıklarının (aseton, etanol) tam olarak buharlaştırılmasına özen gösterilir. Aksi halde rezin penetrasyonu engellenerek hibrit tabakanın polimerizasyonun önlediği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (Perdigao 2010, Dayangaç 2011).

Primer, kollajen fibrillerin dizilişlerini değiştirerek adeziv bağlanma için yüzeyi hazırlar ve monomer penetrasyonunun daha etkili olmasını sağlar. Asit uygulanmış yani demineralize olmuş dentindeki artık smear tabakasından geçen primer, aseton ve etanolun uçucu özelliği nedeniyle dentin yüzeyinde bulunan su ile yer değiştirir; kollajen fibriller arasında eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı nano boşlukları doldurur ve intertübüler dentindeki kolajenler çevresinde iki farklı materyalin (% 50 kollajen matriks, % 50 rezin) karışımından meydana gelen ağ biçiminde 1-5 μm kalınlığında bir tabaka oluşturur. Kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli bu tabakaya 'hibrit tabaka' oluşum sürecine de hibridizasyon adı verilmiştir (Breschi ve ark 2008, Perdigao 2010, Dayangaç 2011).

Hibrit tabaka ilk olarak Nakabayashi tarafından 1991 yılında tanımlamıştır. Monomerlerin demineralize dentin yüzeyine infiltrasyonu ve polimerizasyonu sonucu oluşan hibrit tabaka, rezin-dentin bağlanmasında önemli rol oynar. Bağlayıcı ajan uygulanana kadar polimerize olmayan, dentin kollajeni ile mikromekanik olarak kilitlenen bu tabaka, rezin ile kollajenin hibriti olarak tanımlanır. Elastisite modülü 4.8-9.7 GPa arasında değişen hibrit tabaka, dentin tübüllerini, inter ve peri tübüler dentini örterek (hermetik seal) dentin tübüllerini en az 100 μm daraltır. Böylece pulpa ve dentin dokusu mikroorganizmalardan korunur. Asitlere karşı dirençli olan

bu tabakanın mineralize dentinden daha zayıf, demineralize dentinden ise daha üstün fiziksel özellikler gösterdiği belirtilmiştir (Van Meerbeek ve ark 1992, Sano ve ark 1995, Nakabayashi ve Pasley 1998, Perdigao 2010).

Asit uygulaması sonucu mineral desteğini kaybeden kollajen ağın süngerimsi özelliğini koruması başka bir deyişle demineralize dentinin geçirgenliğini koruyarak dehidrate olmaması hibrit tabakanın oluşumunda önemli rol oynar (Breschi ve ark 2008).

Hibrit tabakanın kalınlığı, kullanılan adeziv sistemlere, dentin derinliğine, dentin tübüllerinin yönüne (paralel, dik olması), dentin tipine (çürükten etkilenen veya etkilenmemiş dentin) göre değişkenlik gösterir. Derin dentinde yüzeyel dentine göre daha kalın olan hibrit tabaka, etch-and-rinse adeziv sistemlerinde 5 µm dir. Ayrıca hibrit tabakanın üst, orta, alt kısımları bölgesel farklılıklar gösterir. Hibrit tabakanın pöröz bir yapı alması, yeterli polimerize olmaması, uniform özelliğinin kaybolması nanoleakage diye tanımlanan ve rezinin bağlanma dayanıklılık kalitesini olumsuz etkileyen sızıntı olayını başlatır (Breschi ve ark 2008, Dayangaç 2011).

- Bonding ajanın demineralize mine/ dentin yüzeyine infiltrasyonu :

Yüzey koşulları değiştirilmiş ve primer uygulanmış mine-dentin yüzeylerine, hem mine-dentine hem de rezine bağlanabilen bonding ajanlar (bağlayıcı ajanlar) uygulanır. Bonding ajanlar, Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi düşük viskoziteli hidrofobik monomerlerden oluşur. Bonding ajanların yüzeyi iyi ısıtabilmesi uygun primer seçimine bağlıdır (Van Meerbeek ve ark 2010).

Bonding ajanların demineralize mine dokusuna uzanan mikroskobik çıkıntılarına “rezin tag” adı verilir. Bonding ajanların interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu mine prizmalarının dış yüzeyi arasında oluşan rezin taglar “makrotag”, intraprizmatik boşluklara penetrasyonu ile ağ biçiminde oluşan çok sayıdaki rezin taglar ise “mikrotaglar” adını alırlar. Bonding ajanlar, bir yandan mine yüzeyine taglar aracılığı ile tutunurken diğer yandan kompozitin polimer matriksine güçlü bir biçimde kimyasal olarak bağlanırlar (Perdigao 2010, Van Meerbeek ve ark 2010, Dayangaç 2011).

Primer uygulandıktan sonra bonding ajan yüzeye fırça ile sürülür. Hafifçe hava sıkılarak ince bir tabaka oluşturulur ve kullanılan bonding ajanın

polimerizasyon türüne göre polimerizasyonu sağlanır. Her kompozit rezinin kendine özgü bir bonding ajanı vardır. Bunlar kimyasal, ışıkla ya da her ikisi ile birlikte polimerize olur. Yeterli bir polimerizasyon sonucu uzun süreli, dayanıklı mikromekanik bir kilitlenme elde edilir. Primer uygulandıktan sonra oluşan hibrit tabaka, bonding ajan ile birlikte polimerize olur. Bu nedenle bonding ajan, hibrit tabakanın polimerizasyonunu sağlayacak kadar yeterli kalınlıkta olmalıdır. Böylece kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan streslere karşı koyması sağlanmış olur (Dayangaç 2011).

İki aşamalı etch-and-rinse adeziv sistemler

Uygulaması daha basitleştirilmiş bu sistemde mine/dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi sonra primer ve adeziv rezin uygulama aşaması birleştirilmiş, hidrofilik ve hidrofobik monomerler aynı şişe içinde toplanarak, aseton veya etonol gibi organik çözücülerde çözünmüştür.

Demineralize dentin aşırı biçimde kurutulduğunda kollajene destek veren su buharlaşır. Kollagen hacimde büzülme ve buna bağlı olarak lifler arası boşluklarda daralma meydana gelir. Monomer penetrasyonu sınırlanır ve hibrit tabakanın oluşması engellenir. Nemli bağlanma kavramı bu soruna çözüm bulmak için 1991 yılında Kanca tarafından ortaya atılmıştır. Adeziv sistemlerin çoğunluğu aseton, etonol ve/veya etanol-su bazlı hidrofilik primer solusyonu içerirler ve nemli dentin dokusu kuru dentine oranla daha güçlü bağlanma oluştururlar. Günümüzde ise primer içindeki polialkonoik asidin dentin kalsiyumu ile bağ oluşturduğu ve nem varlığının iyon alışverişini kolaylaştırdığı kabul edilmiştir. Nemin, asit uygulandıktan sonra kollagen liflerin artan elastisite modül değerlerini düşürerek onlara esneklik kazandırdığı, kollagen liflere destek olduğu, lifler arasındaki nano boşlukları genişleterek monomer infiltrasyonunu kolaylaştırdığı görülmüştür (Dayangaç 2011).

Self-etch adeziv sistemler

Smear tabakasının dentin ve pulpa dokusunu bakteriyal irritasyonlara karşı koruması, tübüller içindeki sıvı hareketlerini ve dentin geçirgenliğini azaltması yönündeki görüşlerin benimsemesi sonucunda smear tabakasını ortadan kaldırmayıp bu tabakayı çözen self-etch adeziv sistemler geliştirilmiştir (Inoue ve ark 2001, Van Meerbeek ve ark 2010).

Self-etch adeziv sistemlerde, etch-and-rinse adeziv sistemlerindeki gibi ayrı bir asitle pürüzlendirme, yıkama ve kurutma işlemi yoktur. Klinik olarak daha kolay uygulanırlar. Nemli bağlanma yöntemi uygulanmayan bu sistem dentin nemindeki değişikliklere duyarlı olmadığı için uygulama sırasında yapılabilecek hata olasılığı azalmıştır (Van Meerbeek ve ark 2010).

Self-etch adeziv sistemlerde, zayıf asidik primer (pH = 0,2-0,8) smear tabakasını ortadan kaldırmadan smear tıkaçlarının minumum düzeyde çözünmesine neden olur. Dentin yüzeyini kısmen demineralize ederek monomerin dentine infiltrasyonunu sağlar. Demineralizasyon ve rezin infiltrasyonunun aynı anda (eş zamanlı) gerçekleşmesi demineralizasyon derinliği ile monomer infiltrasyonu arasında bir farklılık yaratmamıştır. Böylece inter kollajen boşluklar oluşmadan dentin tübüllerinin tam olarak kapatılması sağlanarak etch-and-rinse adezivlere oranla oluşabilecek postoperatif duyarlılık olasılığı azaltılmış olur (De Munck 2004, Dayangaç 2011).

Self-adeziv sistemler, mine dokusunda etch-and-rinse adezivler kadar etkili bir pürüzlendirme oluşturmazlar. Bölgesel farklılıklardan ve pulpal basınçlardan etkilenmeyen bu sistemlerde oluşan hibrit tabakanın uniform ve kalınlığı etch-and-rinse adeziv sistemlerle oluşan hibrit tabakanın kalınlığından daha ince (0,5-1,5 μm) olduğu görülür. Bağlanma mekanizması, smear tabakası iç içe geçmiş uniform bir hibrit tabakasının (hibridoid tabaka) oluştuğu hibridizasyon temeline dayanır. Hibrit tabakanın üst kısmı (hibridize smear tabakası), rezin monomerlerin demineralize smear tabakasına infiltrasyonu sonucu oluşurken, gerçek bir hibrit tabakası olan alt kısmı ise daha ince olup, rezin monomerlerin kollajen ağına infiltrasyonu sonucu oluşur. Bu sistemlere 4-metakril oksietil trimellitik asit ve 10-metakriloksi dihidrojen fosfat, 2-metakriloksi etil fenil hidrojen fosfat gibi smear tabakasını çözen hidrofilik asidik fonksiyonel monomerler eklenmiştir. Bu monomerlerin karboksil ve fosfat grupları, kollajen lifler arasındaki hidroksiapatit kristal artıklarında bulunan Ca ile kimyasal bir bağlanma (kalsiyum-karboksilat ya da kalsiyum-fosfat) gerçekleştirir (Yoshida ve ark 2004, Dayangaç 2011).

Self-etch adezivler, dentin dokusu ile olan etkileşim derecelerine göre kuvvetli, orta derecede kuvvetli, hafif etkili ve zayıf etkili olarak sınıflandırılırlar (De Munck 2004).

Kuvvetli self-etch adezivler asiditeleri yüksek yani pH≤1 düşüktür. Dentin dokusunda derin bir demineralizasyon oluştururlar. Kalınlığı 3-4 µm olan hibrit tabakanın üst kısmında gevşek yapıda tipik kollagen fibril ağına rastlanır. Hidrofilik olan bu tür adezivlerde tüm hidroksiapatit kristallerinin çözünerek kollagen liflerin açığa çıktığı gözlenmiştir. Bu adezivlerin dentin dokusuna olan bağlanma dayanıklılığı, arayüzde kalan ve tümüyle uzaklaştırılamayan su gibi artık çözücülerin etkisi ile etch-and-rinse adeziv sistemlerine göre daha düşük bulunmuştur (De Munck 2004, De Munck ve ark 2005a, Dayangaç 2011).

Orta derece kuvvetli self-etch adezivler, hafif etkili self-etch adezivlerden daha fazla asidik olduğu için pH≤1,5 dentin dokusuna mine kadar iyi bağlanırlar. Hibrit tabakanın alt kısmında kısmen, üst kısmında ise tam bir demineralizasyon görülür. Hibrit tabakanın kalınlığı, kuvvetli self-etch adezivlere oranla daha az olup, alt kısımlarda moleküler etkileşime izin veren hidroksiapatit kristal artıklarına rastlanır (Dayangaç 2011, Van Meerbeek ve ark 2011).

Hafif etkili self-etch adezivlerin asiditesi pH≥2 aprizmatik mine dokusuda tam bir pürüzlendirme yapacak kadar kuvvetli değildir. Bu nedenle preparasyon sırasında asitle pürüzlendirmeye dirençli aprizmatik mineyi uzaklaştıran bizotaj işleminin yapılması önerilir. Smear tabakasının 2 µm, dentin dokusunda ise en az 1µm olması gereken monomer infiltrasyon derinliğinin bu sistemlerde 1 µm den daha az olduğu görülür. Kollajene bağlı hidroksi apatit kristal artıklarının bulunduğu hibrit tabakanında kalınlığı kuvvetli self-etch veya etch and rinse adeziv sistemlerde oluşan hibrit tabaka kalınlığından daha azdır. Ancak etkili bir bağlanma için bunun önemli olmadığı kanıtlanmıştır (Dayangaç 2011, Van Meerbeek ve ark 2011).

Zayıf etkili self-etch adezivlerde, dentin tübüllerini tıkayan smear tıkaçlarına rastlanırken kollajen fibrillerin açığa çıkmadığı görülür. Hibrit tabaka kalınlığı yaklaşık olarak 0.2 µm olan bu tür adezivler, dentin dokusu ile yüzeyel bir etkileşime girerek düşük bağlanma dayanıklılık değeri gösterirler (Dayangaç 2011, Van Meerbeek ve ark 2011).

İki aşamalı self-etch adeziv sistemler

İki aşamalı self-etch adeziv sistemler de (6.jenerasyon) asidik primer ve adeziv iki ayrı aşamada uygulanır (Tay ve Pashley 2003).

İlk aşamada zayıf asidik primer, smear tabakası ile kaplı dentine birkaç kat sürülür. İlk kattan sonra çözünen smear tabakanın bağlanmaya katılması ve primer'in interkollajen boşluklara yeterli penetrasyonu için beklenir. Hafif hava sıkılarak kaviteye yayılması sağlanır ve ışıkla polimerize edilir. Böylece 'şok absorblayıcı' denilen bir tabaka oluşturulur ((Tay ve ark 2004, Van Landuyt ve ark 2008).

İkinci aşamada ise ise primer uygulanmış yüzeylere adeziv uygulanarak ışıkla polimerize edilir (Dayangaç 2011).

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde (7. jenerasyon) asit, primer ve adeziv aynı anda uygulanarak klinik kullanım kolaylaştırılmıştır. Bu tür adeziv sistemler smear tabakasının çözebilmek ve dentini demineralize edebilmek için yüksek oranda asidik hidrofilik monomer ve asidik monomerlerin iyonize olmasını sağlayan su (% 5-50) içerirler. Tek aşamalı self-etch adezivler aşırı derecede hidrofilik olduğu için polimerizasyondan sonra yarı geçirgen bir membran gibi davranırlar. Polimerize olmuş adezivin geçirgenliği, dentinden su geçişine izin vererek kompozit-adeziv ara yüz boyunca hidrolitik bozulmaya neden olan su kabarcıkları oluşturur (Dayangaç 2011, Manso ve ark 2011).

1.8. Seramik-Rezin Bağlantısı

İndirekt restorasyonların adeziv simantasyonunda rezin siman hem restorasyona hem de diş dokusuna bağlanmalıdır. Seramik restorasyon ile rezinin bağlanması kırılmaya karşı direncin artmasına, marjinal uyumun istenilen düzeyde olmasına nedendir. Mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlantı sağlanması için seramik yüzey düzenleme işlemleri yapılır (Blatz ve ark 2003).

Mikromekanik bağlantı seramik yüzeylerinin kumlanması veya asitle pürüzlendirilmesi ile sağlanır. Kumlama ile kaba yüzeyler elde edilirken, restorasyon marjinlerinin zarar görme riski vardır. Ancak asitle pürüzlendirme tam bir mikromekanik bağlantı sağlar. Yüzey enerjisindeki artış asit uygulaması ile sağlanırken seramiğin yapısı, asitin konsantrasyonu ve uygulanma süresine göre değişkenlik gösterir (Crispin ve ark 1994, Didier ve Spreafico 1999, Roulet ve Degrange 2000). Hidroflorik asit solusyonunun %2,5 ve %10'luk konsantrasyonlarda

2-3 dakika kullanılması ile derin kanal ve yivlerin oluşmasında etkili olduğu görülmüştür (Della Bona ve ark 2000).

Kimyasal bağlantı, silanın pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine uygulanması ile oluşan kovelent ve hidrojen bağlarla sağlanır. Seramik yüzeyinin ıslanabilirliliği arttırılır. Silan, nem kontaminasyonuna çok hassas, hızlı çözücü buharlaşması ve raf ömrü çok kısa olan bir maddedir (Didier ve Spreafico 1999, Roulet ve Degrange 2000, Blatz ve ark 2003, Manso ve ark 2011).

1.9. Bağlayıcı Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Yeni geliştirilen dentin bağlayıcı sistemlerin diş hekimliği kliniklerindeki yerleri her geçen gün artmaktadır. Bu materyallerin kullanım etkinliklerinin değerlendirilmesi için klinik denemeler en etkili yöntemdir. Ancak in vivo testler uzun zamana yayılan, standardizasyonu zor ve maliyeti fazla olan yöntemlerdir. Bu yüzden kısa sürede sonuç veren, sonuçları kıyaslanabilir in vitro test yöntemleri araştırmacılar tarafından daha çok tercih edilirler.

Özellikle restoratif ve protetik tedavilerde, malzemelerin diş dokuları ile bağlandığı yüzeyler önemli bölgelerdir. Bu nedenle klinik başarı ve başarısızlığın değerlendirilmesi, yeni maddelerin geliştirilebilmesi, diş dokularının tedavilere doğru bir şekilde hazırlanması, yapılan klinik uygulama hatalarının giderilmesi ve gereksinimlerin belirlenebilmesi için, bağlantı ara yüzeyleri değişik yönlerden incelenmelidir (Kitasako ve ark 2001, Shimada ve ark 2002).

1.9.1. İn-vitro Bağlanma Testleri

İn-vitro koşullarında mine ve dentine adezivlerin bağlanma etkinliklerinin ölçülmesi için çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır (Burke ve ark 2008, Van Meerbeek ve ark 2010). Bunlar şöyle sıralanabilirler:

1. Makaslama (shear)

2. Gerilme (tensile)

3. Tek Düzlem Makaslama (single plane shear)

4. Mikro Makaslama (micro-shear)

5. Makaslama Delme (shear punch)

6. Mikro Makaslama Delme (micro shear punch)

7. Oblik Gerilme (oblique-tensile)

8. Mikro Gerilme (micro-tensile)

Bağlantı dayanımı, en yaygın olarak test edilen örneğin bağlanma yüzey alanı 3mm kareden büyük olanlar için "Makro" 1 mm kareden küçük olanlar için "Mikro" diye adlandırılan, makaslama (shear) ve gerilim (tensile) test yöntemleriyle in vitro koşullarda ölçülebilir (Van Meerbeek ve ark 2010).

Makaslama (macro-shear) Bağlanma Testi

Makaslama bağlanma dayanımını testi yayınlanan çalışmaların % 26 sında kullanılmış olan, test örneklerinin kolay ve hızlı hazırlanması nedeniyle en çok tercih edilen yöntemidir (Van Meerbeek ve ark 2010).

Bir bağlantı ajanıyla iki materyalin bağlandığı 3-10 mm lik yüzeye bıçak sırtı şeklinde bir aparat ile kırık oluşuncaya kadar sabit hızla kuvvet uygulanması esasına dayanır. Bağlanma dayanımı değeri ayrılma sırasındaki uygulanan kuvvet değerinin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır. Kuvvetin uygulanma hızı değeri test edilen mataryalin kırılgan ya da elastik olmasına göre değişmesine rağmen genellikle 0,5 mm/dakikadır (Della Bona ve ark 2002, Begazo ve ark 2004, Derand ve ark 2005). Test dişlerin depolandığı solüsyon, dentinin kalınlığı, yüzey preparasyonu, termal siklus varlığı, diş hekiminin el becerisi, başlık hızı, kalınlığı ve şekli gibi birçok parametreye hassasiyet gösterir (Hara ve ark 2001, Pecora ve ark 2002, Lassila ve ark 2007, Adebayo ve ark 2008, Oliveira ve ark 2009). Bağlanma yüzeyine kuvvet uygulayan parçanın en yakın şekilde konumlandırılması gerekliliği; standardizasyon eksikliği nedeniyle çalışmaların karşılaştırılmasının zorluğu testin sınırlamalarıdır (Oliveira ve ark 2009).

Mikrogerilim (microtensile) Bağlanma Testi

Mikrogerilim testi 1994 yılında Sano ve ark tarafından tanıtılan çekme testidir. Klinikte en fazla başarısızlık çekme kuvveti altında meydana geldiği için, klinik uygulamalara en yakın test yöntemidir (Schreiner ve ark 1998, Üşümez 2001).

Test edilen bağlanma yüzey alanı 1 mm^2 yada küçüktür. Bağlanmadan sonra test edilecek örneğin oluşturulması için yapılan işlemler tekniğin zor ve hassas olmasını sağlar. Mikrogerilim test yöntemi; test edilecek örneğin bağlantı yüzeyinden su soğutması altında düşük hızda çalışan elmas separe ile yaklaşık 1 mm^2 yüzey alanına sahip kesitler alınıp, bu kesitlerin siyanoakrilat adeziv ile mikrogerilim test cihazına bağlanarak 1 mm/dk gerilim kuvveti uygulanarak kopma anına kadar çekilmesi işlemidir (Pashley ve ark 1999).

Test edilecek örneklerin elde edilmesinde iki farklı şekilde kesit alınır:

1. Kum-saati şekli: Vertikal yönde 2 mm kalınlığında kesit alınır ve bağlantı bölgesine yüzey alanı 1,6-1,8 mm^2 olacak şekilde kum saati şekli verilir (Pashley ve ark 1999).

2. Çubuk şekli: Bağlantı yüzeyine dikey olarak 1,0±0,1 mm kalınlığında dilimler kesilir. Daha sonra örnekler 90° döndürülerek bağlantı yüzeyine dik olarak ikinci kesitler alınarak çubuk şeklinde yaklaşık 1x1 mm^2'lik mikro örnekler oluşturulur (El Zohairy ve ark 2003, Salz ve Bock 2010).

Sano ve ark (1994), gerilim bağlanma dayanımının bağlantı bölgesi alanı ile tersine ilişkili olduğunu gözlemlediler. Bu çalışmada büyük yüzey alanının kullanıldığı "tensile" test ile düşük "tensile" bağlanma dayanımı değeri elde edilirken, küçük yüzey alanının kullanıldığı "microtensile" testi ile daha yüksek bağlanma dayanımı değeri bulunmuştur.

Mikrogerilim testinin avantajları :

- Dişler korunur,
- Tek bir dişten birçok örnek elde edilir, ortalama ve varyans değerleri hesaplanabilir,
- Aynı örnek üzerinde kapsamlı mekanik, morfolojik ve kimyasal çalışma olanağı vardır,
- Dişteki bölgesel bağlanma dayanımları değerlendirilir,
- Kalan dentin kalınlığının etkileri değerlendirilir,
- Dişler arasındaki değişkenliklerin varyasyonların değerlendirilir,
- Restorasyon içerisinde değişik kavite duvarlarının bağlanma dayanımlarının ölçülür ve karşılaştırılır,

- Radiküler dentin içerisindeki bağlanma dayanımı hesaplanır,
- Kompozit ya da diş dokusundaki koheziv başarısızlığı elimine ederek doğru ara yüzde homojen stres dağılımı sağlanır,
- Yüzey alanının yaklaşık 1x1 mm^2 olması nedeniyle kopan yüzeylerin SEM'de incelenmesi kolaydır,
- Geleneksel çekme testine göre daha az bükülme dengelenmesi ile daha düzenli yükleme yapılabilir,
- Sulu ortamda saklanma koşulu ile diş sayısına bağlı olarak diş içerinde farklı doku ve kavite içerisinde farklı yüzeyleri de içeren ek araştırmalar düzenlenebilir.
- Hızlandırılmış çevresel yaşlandırma yapılabilir.
- Çürükten etkilenmiş dentin gibi çok küçük yüzey alanlarının değerlendirilmesi mümkündür.

Mikrogerilim testinin sınırlamaları:

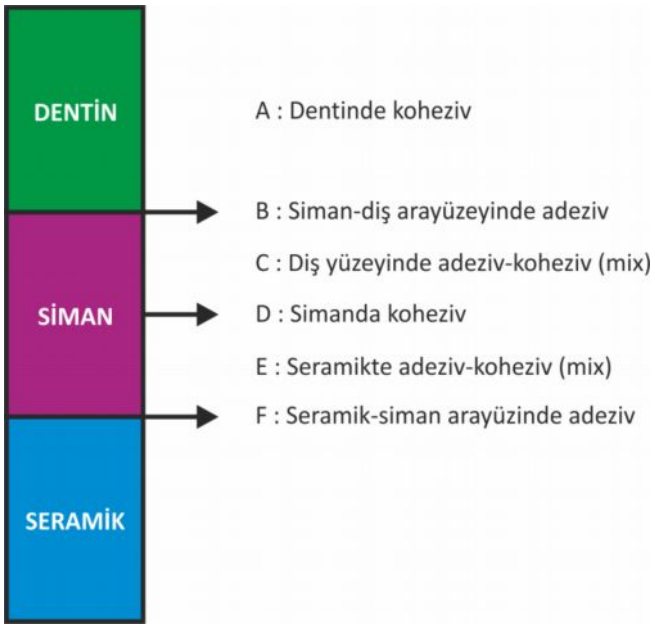
- Test yönteminin uygulaması özel ekipman gerektirir.
- Örnekler çok küçük olduğundan kolaylıkla su kaybı sonucu deforme olurlar.
- Bağlanma dayanımı 5 MPa'dan küçük değerleri ölçmek zordur (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1999, Salz ve Bock 2010).

1.9.2. Kırılma Yüzey Analiz Yöntemleri

Bağlantı dayanımının değerlendirilmesinde sayısal değerlerle birlikte bağlantı ara yüzeyindeki ayrılma çeşidi de önemlidir. Adeziv bir bağlantı gösteren materyallerin kuvvete karşı gösterdikleri kütlesel dirençleri, ortaya çıkacak olan kırık tipini etkiler. Kırık tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak; adeziv kırık, koheziv kırık ve bunların her ikisinin de beraber gerçekleştiği kırılmalar karışık (mixed) kırık olarak adlandırılır. Adeziv kırıklar bağlanma yüzeyinde oluşurken, koheziv kırık, aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmadır. Karışık kırıklar; hem koheziv hem de adeziv kırık tiplerinin aynı anda gözlemlendiği kırıklardır (Price ve Hall 1999).

Hikita ve ark. (2007) yaptıkları kırık yüzey analiz sınıflaması göre bu üç temel tip kırık yüzeyi A: Dentin yüzeyinde koheziv B: Siman-diş ara yüzeyinde adeziv C: Diş yüzeyinde adeziv-koheziv D: Simanda koheziv E : Seramikte adeziv-

koheziv (mix) F : Seramik-siman ara yüzeyinde adeziv kırık şeklinde detaylandırılmıştır (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Kırık yüzey analiz sınıflamasının şematik gösterimi Hikita ve ark (2007).

1.9.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Diş hekimliğinde test edilen diş sert dokuları ve restoratif materyallerin yüzeylerinin ayrıntılı görüntüsü ile aralarındaki etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden biridir (Cowan ve ark 1996, Ergün ve Yenisey 2006).

SEM de görüntü alma işlemi için örnek yüzeyi primer bir elektron demeti ile taranır. Bu yüksek hızdaki elektronlar diğer tanecikleri uzaklaştırmak için örnekle etkileşime girerler. Bu elektronlar arasında görüntü oluşturmak için sekonder elektronlar; kendilerini oluşturan elemente bağlı enerji seviyelerine sahip saçılan elektronlar ve yine element hakkında bilgi içeren X-ışınları vardır. Elektron akışının sürekliliği örnek yüzeyinin 20-1000 µm kalınlıkta altın (Au) ve palladyum (Pd) ile kaplanmasıyla sağlanır (Ergün ve Yenisey 2006). Sekonder elektron dedektörüne ulaşan elektron sayısı ile bölgenin parlak görüntüsü ile doğru orantılıdır. Dedektöre daha az elektronun ulaştığı bölgelerde görüntü karanlıktır. Bu şekilde örnek topografisi hakkında bilgi veren gri tonlu görüntü elde edilir (Watt 1996, Üşümez 2001).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için Selçuk Üniversitesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu 05.01.2011 tarihli, 2011/01 sayılı toplantı ve 03 sayılı karar ile olur raporu verilmiştir (Bkz. EK-A).

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde ve Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde (İLTEK) in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda 4 farklı kompozit rezin simanla seramik inley ve dentin arasındaki mikrotensile bağlanma dayanımı incelenmiştir. Kırılma tipleri steromikroskop ile incelenmiş ve sınıflandırılmış; bağlantı ara yüzeyleri SEM ile incelenmiştir.

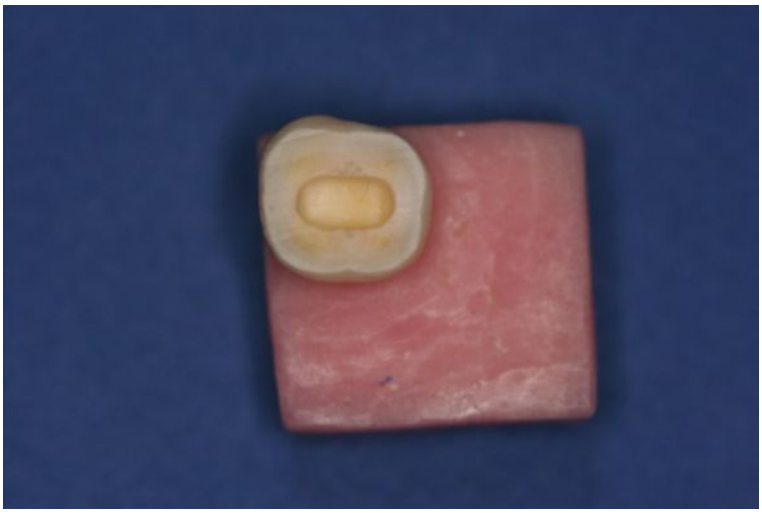
2.1. Kavite preparasyonu

Çalışmada periodontal amaçla çekilmiş 28 adet, çürüksüz, restorasyon içermeyen, sağlam, benzer form ve boyutta olan insan mandibular molar dişleri kullanılmıştır. Dişler, çekimden hemen sonra üzerindeki yumuşak doku artıklarından ve debrislerden bir periodontal kretuar yardımıyla temizlendi. Çalışma boyunca distile su içinde saklandı. Dişler çekimi takiben en fazla 3 ay içerisinde kullanıldı.

İnley kavite preparasyonundan önce dişler oklüzal yüzeyleri yukarıda olacak şekilde, mine-sement birleşiminin 2 mm. altında her biri 20x20x10 mm. boyutlarındaki kalıplar içerisine hazırlanan otopolimerizan akrilik hamuruna (Meliodent Self Cure Acrylic, Heraeus Kulser Newbury, Berkshire) gömüldü.

Dişlerin okluzal yüzeyleri su soğutması altında düşük hızda dönen elmas disk (Diamond Wafering Blades,4''Dia.x0,012''(10cmx0,3); L114244; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) kullanılarak kesit cihazında (İsomet 1000; Precision Saw; Buehler Ltd, Lake Bluff, Illinois, ABD) minenin en derin noktası seviyesinde düz olarak kesildi. Sonra aeratör (Kavo Compact torque 636 P ,SN 11-1029070) ile inley preparasyon seti (845KR, Komet Dental (Inlay preparations Set 4261;LOT 630008), Gebr. Brasseler GmbH&Co. KG, Lemgo, Almanya) kullanılarak yine su soğutması altında okluzal derinliği 2 mm, bukkolingual genişliği 3 mm, mesiodistal uzunluğu 6 mm ve kavite duvarları arasındaki açı 6º olacak şekilde standart sınıf I inley kaviteleri açıldı (Öztürk 2001, Kara 2013). Her bir dişin kavite preparasyonundaki

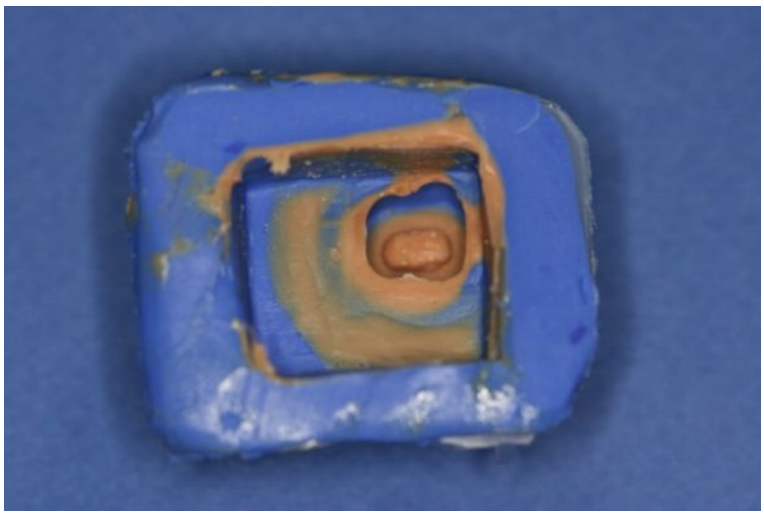
boyutlar digital mikrometre (Max Extra Digital Caliper (150x0,01) ile ölçülerek standardize edildi (Resim 2.1).



Resim 2.1. İnley kavite preparasyonu

2.2. Kavitelerin ölçüsünün alınması ve çalışma modellerinin hazırlanması

Kavite preparasyonu tamamlanan tüm dişlerden, vinil polisiloksan esaslı ölçü maddesi (Vinyl Polysiloxane Impression Material Putty ve Light Body, 3M ESPE AG, Dental Products, Seefeld, Almanya) ile plastik kalıplar içerisinde tek aşamalı ölçü tekniği kullanılarak parmak basıncı ile ölçüler alındı (Resim 2.2). Sertleşmiş ölçü maddesinden örnekler çıkarıldı ve ölçü yüzeyi değerlendirildi. Uygun olmayan ölçüler tekrarlandı.



Resim 2.2. İnley kavitesinin ölçüsünün görüntüsü

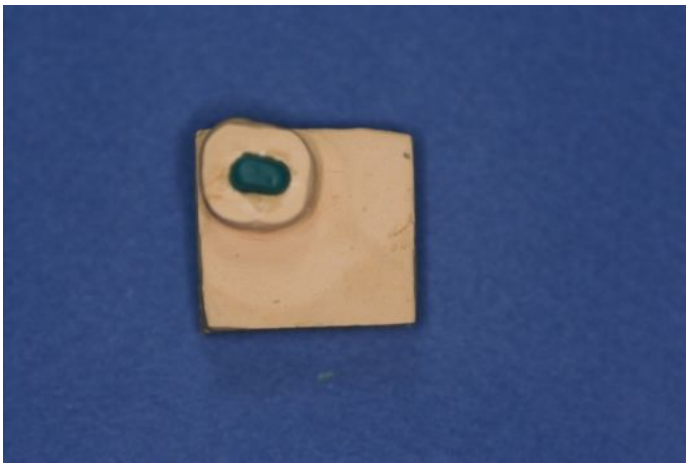
Poliüretan esaslı day materyali (Alpha Die MF; Schültz-Dental GmbH, Rosbach, Almanya) alınan ölçüler içerisine dökülerek sertleşmesi için 1 saat bekletildi. Daha sonra ölçünün içinden dikkatli bir şekilde çıkartılarak modeller elde edildi.

Kavite preparasyonu hazırlanmış 28 adet diş, IPS Empress Estetik seramik inleylerini yapıştırmak için kullanılacak olan rezin simanlara (Variolink II, Multilink Automix, Panavia F 2.0, SpeedCEM) göre rastgele 4 gruba ayrıldı.

2.3. Seramik Örneklerin Hazırlanması

1. Poliüretan esaslı day materyallerinden elde edilen modeller üzerinde inley kavitelerinin duvarlarına kalınlığı 40 μm olan, ışıkla sertleşen, aşınmaya karşı dirençli day spacer maddesi (Motova SL, Bego Bremer Goldschlagerei Wihl., Herbst GmbH&Co.,Bremen, Almanya) ince fırça ile tek kat uygulandı ve mavi ışık altında sertleştirildi.

2. Daha sonra seramik restorasyonu hazırlamak üzere dişlerde açılan kavitelere uygun olacak şekilde mum (Loxo-Fit, Renfert,ILL, ABD) örnekler hazırlandı (Resim 2.3).



Resim 2.3. Day üzerinde hazırlanan mum örnek

3. Mum modelajlar 3 mm kalınlığında, 6 mm uzunluğundaki tij ile bağlandı ve tijler plastik bir kaide üzerine yerleştirildi.

4. Kaidenin etrafı silikon manşetle çevrelendi.

5. IPS Empress Esthetic özel revetmanı (Yeti Dentalprodukte GmbH 78234 Engen, Almanya) ve likiti (IPS Empress Esthetic Speed Investment, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein likit) 60 saniye vakumlu karıştırıcıda karıştırıldı. Silindir silikon manşet içine döküldü ve üstü kapatıldı.

6. Revetman sertleştikten sonra plastik kaide ve kapak çıkartıldı. Döküm silindirin tabanındaki düzensiz kısımlar alçı bıçağı ile düzeltildi.

7. Döküm silindiri, alüminyum oksit piston ve ingot'lar ile birlikte 850ºC' de bekletilen fırına (EP 600 Kombi, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) yerleştirildi ve 60 dakika bu sıcaklıkta tutuldu.

8. Sıcak döküm silindiri fırından çıkartıldı. İngot ve alüminyum oksit piston döküm silindir içine yerleştirildi.

9. Döküm silindiri presleme fırınına (Ivoclar EP600 Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, Biosonic JR,Whaledent Int N.Y. ABD) yerleştirildi. Daha sonra aşağıdaki programda fırınlandı.

Sıcaklık	Zaman	Basınç	Vakum1	Vakum2
1075 ºC	20 dk	5 bar	700 ºC	1075 ºC

10. Program tamamlandıktan sonra döküm silindiri fırından çıkartılarak oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı.

11. Döküm silindiri soğuduktan sonra, aluminyum oksit pistonun uzunluğu revetman üzerinde işaretlenerek separe ile kesildi ve alçı bıçağı ile belirlenen bölgeden kırıldı.

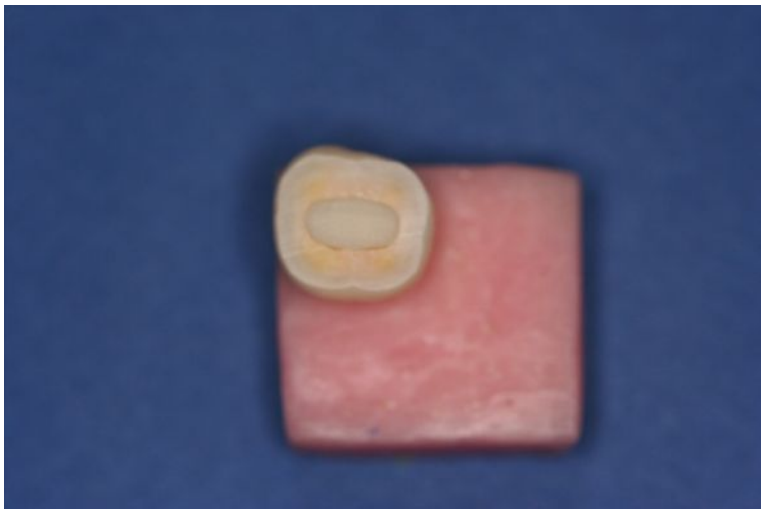
12. Daha sonra sırasıyla 110 µm çapında Al_2O_3 (aluminyum oksit) partikülleri (Korox 110, Bego Bremer Goldschlaegerei Wilh. Herbst GmbH & Co., Bremen, Almanya) ile 4 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldı.

13. İlk kumlama işlemini takiben 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile 2 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldıktan sonra örnekler 10 dak. ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int N.Y. ABD) temizlendiler.

14. Seramik restorasyonlar tijlerinden elmas separe ile ayrıldı.

15. Hazırlanan seramik restorasyonlar kavitelere uyumlandı (Resim 2.4).

16. Day'lar üzerine oturtulan IPS Empress Estetik restorasyonlar 50 μm' lik Al_2O_3 (Korox 50, Bego Bremer Goldschlaegerei Wilh. Herbst GmbH & Co., Bremen, Almanya) ile kumlandı.



Resim 2.4.İnley kavitesine uyumlanan IPS Empress Estetik restorasyonun görüntüsü

2.4. Simantasyon işlemi

Tam seramik indirekt inley restorasyonların simantasyonunda klinikte en çok tercih edilen 4 farklı kompozit rezin siman kullanıldı. Kullanılan simanlar, içerikleri, üretici firmaları ve ürünler arasındaki temel farklılıklar Çizelge 2.1 ve 2.2'de verilmiştir. Çalışmada her simana ait en açık renk tonları seçilmiştir.

Çizelge 2.1. Rezin simanların polimerizasyon ve adeziv tipleri

Siman	Polimerizasyon tipi	Adeziv tipi
Variolink II	Dual- cure	Total-etch
Multilink Automix	Dual -cure	Self-etch
Panavia F 2.0	Dual -cure	Self-etch
Speed CEM	Dual -cure	Self-etch

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan rezin simanlar, üretici firmaları, kimyasal içerikleri ve seri numaraları

Rezin siman	Kimyasal	Yapı	Seri numaraları	Üretici firma
Variolink II 	Monobond-Plus;	Silan metakrilat , fosforik asit metakrilat , sülfit metakrilatın alkoldeki çözeltisi	N75725	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
	Syntac Primer;	Maleik asit , TEGDMA, PEGDMA Su ,aseton,	N77516	
	Syntac Adeziv ;	Maleik asit , TEGDMA, glutaraldehit, su, PEGDMA	P03311	
	Heliobond	Bis-GMA, TEGDMA, stabilizatör,katalizör	P00765	
	Pasta-A	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, inorganik doldurucu,yiterbiyum florid,initatör,stabilizatör	N74818	
	Pasta-B	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA,inorganik doldurucu(Ba-cam ,Ba-Al –florosilikat cam,karışık sfreiod oksit,yiterbiyum florid,benzolperoksit,stabilizatör	N72921	
	Total-Etch	Suda %37 fosforik asit	N73672	
Multilink Automix 	Primer A	İnitatörlerin sudaki çözeltisi	L02975	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	Primer B	Fosforik akrilik asit monomerleri HEMA, TEDGMA, poliakrilik asitle modifiye edilmiş metakrilat	L04570	
	Pasta A-B	Monomer Matrix: Ethoxilated Bis-EMA, UDMA, Bis-GMA, HEMA İnorganik doldurucu: Baryum cam, Ytterbium Trifluoride ,karışık sferoid oksit	L43923	
Panavia F2.0 	ED Primer II Likit A	HEMA, 10-MDP, 5-NMSA, su, aseleratör	L00290A	Kuraray Medical Inc, Kurashiki, Japan
	ED Primer II Likit A	5-NMSA, su, katalizör, aseleratör, sodyum benzen	L00164B	
	Pasta-A	10-MDP, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış koloidal silika ve silika doldurucu, katalizor,initatörler	L00461A	
	Pasta-B	Hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış baryum cam doldurucu, sodyum florid, katalizör, aselerator, pigmentler	L00084B	
	Oxyguard II	Gliserol, polietilen glikol, katalizörler, aseleratörler	L00631A	
Speed CEM 	Base :	Dimetakrilat, asidik monomer, initatörler, stabilizör, pigmentler	N71608	Ivoclar Vivadent, Netherlands

2.4.1. IPS Empress Estetik inley restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Restorasyonlar ultrasonik temizleyicide 5 dakika temizlendi.

2. Seramik restorasyonların taban ve yan yüzeyleri IPS Ceramic Refill (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein; N31413*)* ile 60 saniye pürüzlendirildikten sonra 20 saniye akan su ile yıkandı ve yağ içermeyen hava ile kurutuldu.

3. Aynı yüzeylere "Monobond Plus" bir fırça ile ince bir tabaka halinde uygulanarak silanlandı ve reaksiyona girmesi için 60 saniye beklendi. Silanlanan yüzey yağ içermeyen hava ile kurutuldu.

4. Daha sonra rezin simantasyon için hazırlanan inley restorasyonlar 4 farklı adeziv rezin sisteminin üretici firma talimatları doğrultusunda yapıştırıldı.

2.4.2. Grup 1 : Variolink II Rezin Siman ile Seramik İnley Simantasyonu

1. Kavite içerisi su ile yıkandı, hava ile kurutuldu.

2. Dentin yüzeyi % 37'lik fosforik asit ile 15 sn pürüzlendirildi. Su ile yıkandı, hava ile kurutuldu.

3. Pürüzlendirilen dentin yüzeyine fırça ile "Syntac Primer" uygulandı ve 15 sn bekletildikten sonra kurutuldu.

4. Bir fırça yardımı ile "Syntac Adhesive" primer uygulanmış yüzeye uygulandı ve 10 sn bekletildikten sonra kurutuldu.

5. İnce bir tabaka "Heliobond" diş yüzeyine ve restorasyonun iç yüzeyine bir fırça ile sürüldü. Fazla kısımları hava ile inceltildi.

6. "Variolink Catalyst Low Viscosity" ve "Variolink Base"den eşit miktarlarda alınarak 10 sn spatül ile karıştırıldı.

7. Karıştırılan kompozit ağız spatülü yardımı ile inley kavitesine taşındı ve restorasyon kavite içine parmak basıncı ile yerleştirildi.

8. Taşkın siman materyali temizlendikten sonra "Glycerine gel" kavite kenarlarına uygulandı. Daha sonra okluzal, bukkal ve lingualden 40'ar sn Light

Emiting Diode polimerizasyon cihazı (LED) (Bluephase ivoclar vivadent AG FL 9494 Schaan Liechtenstein seri no: 1642075) ile ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlandı.

2.4.3. Grup 2: Multilink Automix Rezin Siman ile Seramik İnley Simantasyonu

1. Kavite içerisi su ile yıkandı, hava ile kurutuldu.

2. Eşit oranlarda damlatılan Primer A ve B karıştırma kabında karıştırıldı.

3. Karışım, inley kavite yüzeylerine tek kullanımlık bir fırça yardımıyla 15 sn süresince sürüldü ve kurutuldu.

4. Multilink rezin, otomatik karışımı kendi içinde yapan Automix şırıngasından sıkılarak kavite içine uygulandı.

5. Seramik inley kavite içine parmak basıncı ile yerleştirildi.

6. Taşan siman hemen sond ile uzaklaştırıldı.

7. Oksijen inhibisyonunu önlemek için kavite kenarlarına "Glycerine gel" uygulandı.

8. Daha sonra restorasyon okluzal, bukkal ve lingual yüzeylerden 40'ar sn LED ışık uygulanarak rezinin polimerizasyonu tamamlandı.

2.4.4. Grup 3 : Panavia F 2.0 Rezin Siman ile Seramik İnley Simantasyonu

1. İnley kavitesi su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu.

2. Panavia F 2.0 ED Primer likit A ve likit B eşit miktarlarda kendi karıştırma kabı içerisinde karıştırıldı. Tek kullanımlık fırça ile kaviteye uygulandı ve 30 sn beklendi. Önce sünger pelet yardımıyla fazla primer uzaklaştırıldı, daha sonra hafif şiddette hava ile kurutuldu.

3. Panavia F 2.0 Paste A ve B eşit miktarlarda plastik spatül karıştırma kağıdı üzerinde 20 sn karıştırılıp kaviteye yerleştirildi.

4. Restorasyon kaviteye parmak basıncı ile yerleştirildi.

5. Oxyguard II tek kullanımlık fırça ile restorasyonun marjinlerine uygulandı.

6. Taşan siman kısımları fırça ile temizlendikten sonra okluzal, mezial ve distal, bukkal ve lingual yüzeylerden 20 sn LED ışık cihazı ile polimerizasyon sağlandı.

2.4.5. Grup 4: Speed CEM Rezin Siman ile Seramik İnley Simantasyonu

1. Hava-su spreyi ile yıkanıp kurutulan kavite içine eşit miktarda pat yerleştirildi.

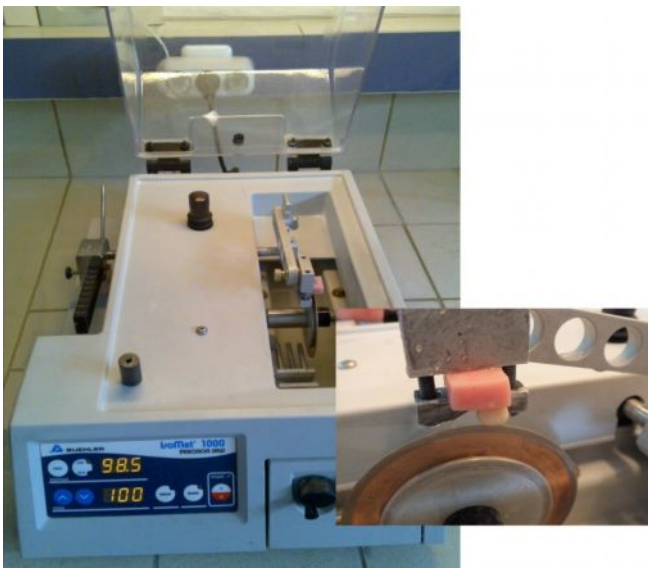
2. Restorasyon parmak basıncı ile yerleştirildi ve taşan siman mikro fırça yardımıyla temizlendi.

3. Restorasyonun okluzal, bukkal ve lingual yüzeylerden 20 sn LED ışık cihazı ile polimerizasyonu sağlandı.

2.5. Mikrogerilim test metodu

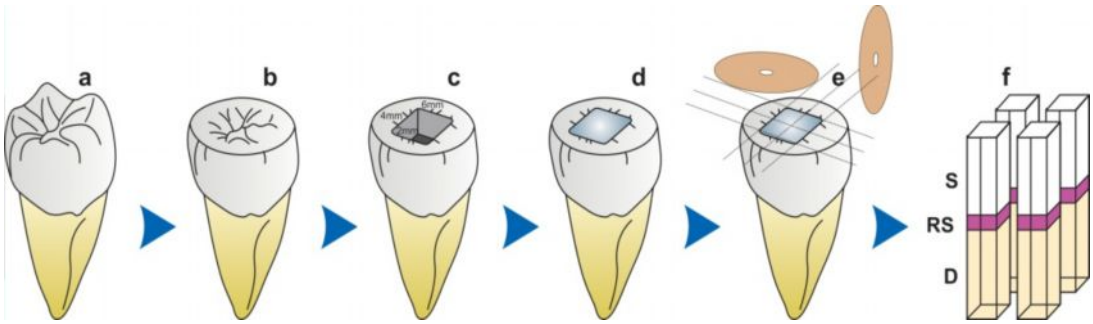
2.5.1. Mikrogerilim metodu için örneklerin hazırlanması

Mikrogerilim testi S.Ü Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. İnley simantasyonu sonrası tüm dişler test öncesinde 37º C'de 24 saat distile suda bekletildi. Dişlerin gömülü olduğu akrilik blokları düşük hızda çalışan elmas separe içeren kesme cihazın tutucu koluna yerleştirildi (Resim 2.5).



Resim 2.5.Örneklerden mikrogerilim testi için kesit alınması

Seramik inley ve dentinden oluşan dişin kuronu, mine-sement birleşiminin yaklaşık 1-2 mm yakınına kadar mesiodistal yönde 1.2 mm genişliğinde su soğutması altında dilimlendi. Daha sonra akrilik blok tutucu koldan çıkarıldı ve 90 derece çevrilip tekrar tutucu kola sabitlendi. Oluşturulan dilimlere dik, bukkolingual yönde birbirine paralel aynı genişlikte kesildi. Böylece seramik-dentinden oluşan kare kesit alanı yaklaşık 1.44 mm^2 olan çubuk şeklinde her bir grup için 15 adet olmak üzere toplam tüm gruplardan 60 örnek elde edildi. Kesme sırasında başarısız olan örnekler kayıt edildi, ancak sonuçlara dahil edilmediler (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Mikrogerilim testi için örneklerin elde edilmesinin şematik gösterimi (S: Seramik, RS: Rezin siman, D:Dentin)

2.5.2. Mikrogerilim test metodunun uygulanması

Mikrogerilim testi yapılmak üzere hazırlanan çubukların en ve boyları dijital mikrometre ile ölçülerek kayıt edildi. Örnekler mikrogerilim test cihazına (Bisco, Schamburg, ABD) siyanoakrilat adeziv (Pattex, Türk Henkel A.Ş.) ile dentin ve seramik olan iki ucundan yapıştırıldı (Resim 2.6). Yapıştırıcının bağlantı ara yüzeyine bulaşmaması için özen gösterildi.

Mikrogerilim test cihazına bağlanan çubuk örneklerine kopma meydana gelinceye kadar 1 mm/dak hızda çekme kuvveti uygulandı. Her bir örnek için kopma anındaki kuvvetin (N) değeri kayıt edildi. Bu kuvvetin, her bir örneğin bağlanma yüzey alanına (mm^2) bölünmesiyle elde edilen mikro gerilme bağlanma dayanımı değeri mega paskal (MPa = Newton/ mm^2) cinsinden kayıt edildi.



Resim 2.6. Mikrogerilim test cihazı ve örneklerin yapıştırıldığı aparey.

2.6. Kırık yüzey analizi

Kırık yüzey analizi S.Ü Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Her bir örneğin kırılma yüzeyleri x20 büyütmede stereo mikroskopta (Olympus, SZ 40; Olympus Optical Co.Ltd, Tokyo, Japan) değerlendirildi (Resim2.7).



Resim 2.7. Kırık analizinde kullanılan streomikroskopun görüntüsü.

Başarısızlık tipleri, Hikita ve ark. (2007) sınıflamasına göre A: Dentin yüzeyinde koheziv; B: Siman-diş ara yüzeyinde adeziv; C: Diş yüzeyinde adeziv-koheziv (karışık); D: Simanda koheziv E: Seramikte adeziv-koheziv (karışık); F: Seramik-siman arayüzeyinde adeziv olarak sınıflandırıldılar (Şekil 2.1).

2.7. SEM analizi

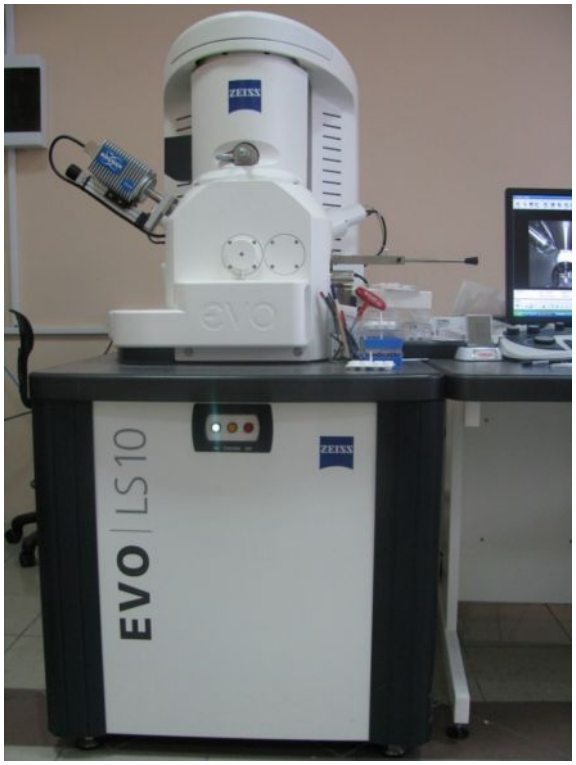
2.7.1. Örneklerin hazırlanması

SEM için her bir gruptan bir diş olmak üzere ayrıca 4 örnek hazırlandı. İnley simantasyonu sonrası dişler SEM incelenmesi öncesinde 37º C'de 24 saat distile suda bekletildi. Akrilik blok düşük hızda çalışan elmas separe içeren kesme cihazının tutucu koluna yerleştirilerek dişin kronu, mine-sement birleşimin yaklaşık 1-2 mm yakınına kadar mesiodistal yönde 3 mm genişliğinde su soğutması altında kesildi. Akrilik blok tutucu koldan çıkarıldı ve 90^0 çevrilip tekrar tutucu kola sabitlendi. Diş kronu, mine-sement birleşimi yerinden kesilerek ayrıldı. Elde edilen 4 parça sırasıyla 600, 800, 1200 ve 2000 grenli silikon karbit zımpara kâğıtlarıyla sulu ortamda zımparalandı. Bağlantı ara yüzeyleri % 10'luk fosforik asitle 10 sn dekalsifiye edildikten sonra % 5'lik sodyumklorür solusyonunda 5 dakika bekletilerek deproteineize edildi. Distile suda yıkandıktan sonra kurutuldu.

SEM analizi S.Ü. İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapıldı. Hazırlanan örnekler incelenecek yüzeyleri üste gelecek şekilde bakır kalıp üzerine yapıştırıcı yardımıyla sabitlendiler. Altın kaplama cihazında (Cressington sputter coater 108auto, Cressington MTM-20, Elektronen-Optik-Service, Dortmund, Almanya) (Resim 2.8), 90 Angström (Å) kalınlığında altın-palladyum ile kaplandılar ve 15 kV voltaj, 16 mm çalışma sahasına sahip EVO LS10 (EVO LS10 Carl Zeiss,GmbH, Oberkochen Almanya) tarama elektron mikroskobunda (Resim 2.9) 500 ve 2000 kez büyütmeyle incelenerek elde edilen görüntüler kayıt edildi.



Resim 2.8. SEM incelenmesi öncesinde örneklerin altın ile kaplanması



Resim 2.9. SEM cihazının görüntüsü

2.7.2. SEM Örneklerin değerlendirilmesi

Elde edilen SEM görüntülerinde bağlantı arayüzeyleri hibrit tabakasının varlığı ve kalınlığı, rezin uzantıların varlığı ve uzunlukları açısından değerlendirildi.

2.8. İstatistiksel değerlendirme

Çalışmamızdaki gruplardan elde edilen verilerin dağılımının normal olup olmadığı 'One Sample Kolmogorov-Smirnov'testi ile değerlendirildi. Bu testin sonunda verilerin normal olduğu tespit edildi. Test edilen 4 rezin siman grubunun mikrogerilim testi sonucunda elde edilen verileri parametrik istatistik test olan tek yönlü varyans (one-way ANOVA) istatiksel analizi değerlendirildi.

Mikro gerilim bağlanma testi sonucu MPa cinsinden elde edilen bağlanma değerleri, tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA) ve Tukey HSD testlerine tabi tutuldu ($p < 0,05$).

İstatistik analizler SPSS Windows 15.0 paket programında gerçekleştirildi.

3. BULGULAR

3.1. Mikrogerilim Test Bulguları

Çalışmamızda Variolink II, Multilink Automix, Panavia F 2.0 ve Speed CEM rezin simanlarıyla üretici firmaların önerileri doğrultusunda yapıştırılmış IPS Empress Estetik seramik materyali ile üretilen inley örneklerden alınan toplam 60 adet kesite uygulanan mikrogerilim testi sonucunda kaydedilen bağlanma dayanım değerleri (MPa) Çizelge 3.1 de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Mikrogerilim testi sonucunda elde edilen dentine bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

Örnek No	Grup 1 (Variolink 2)	Grup 2 (Multilink Automix)	Grup 3 (Panavia F2.0)	Grup 4 (SpeedCEM)
1	20,41	14,75	8,97	11,34
2	19,21	12,76	13,98	9,21
3	27,69	9,69	8,68	3,50
4	33,12	23,41	10,68	3,63
5	32,15	12,13	8,83	5,18
6	24,65	20,54	14,89	8,12
7	26,86	14,38	21,37	2,41
8	22,70	29,81	19,76	4,90
9	22,22	9,06	16,60	4,94
10	13,97	15,67	12,80	13,65
11	20,62	12,75	11,57	9,03
12	15,37	16,46	10,42	9,34
13	11,48	18,82	12,61	8,63
14	21,61	12,96	11,86	4,29
15	21,52	23,85	21,18	5,90

Çalışmamızdaki Variolink II, Multilink Automix, Panavia F 2.0 ve Speed CEM rezin simanlarıyla yapıştırılan IPS Empress Estetik örneklerinin mikrogerilim test sonuçlarının istatistiki analizi sonucunda elde edilen ortalama, standart sapma, minumum ve maksimum değerleri (MPa) elde edildi. Gruplar arasında farkın önemli olduğu tek yönlü varyans analizi ile tespit edildikten sonra, farkın hangi gruplardan kaynaklandığının anlaşılması için Tukey HSD istatiksel testi yapıldı. Test sonuçları Çizelge 3.2' de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Rezin siman gruplarının mikrogerilim test sonucu elde edilen verilerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri (MPa), Tukey HSD test sonucu.

Gruplar	N	Ortalama± Std	Min –Max. değerleri	TUKEY HSD
G1-Variolink II	15	22,24±6,1	11,48-33,1	A
G2-Multilink Automix	15	16,47±5,8	9,06-29,8	B
G3-Panavia F 2.0	15	13,61±4,33	8,68-21,3	B
G4-SpeedCEM	15	6,94±3,24	2,41-13,6	C

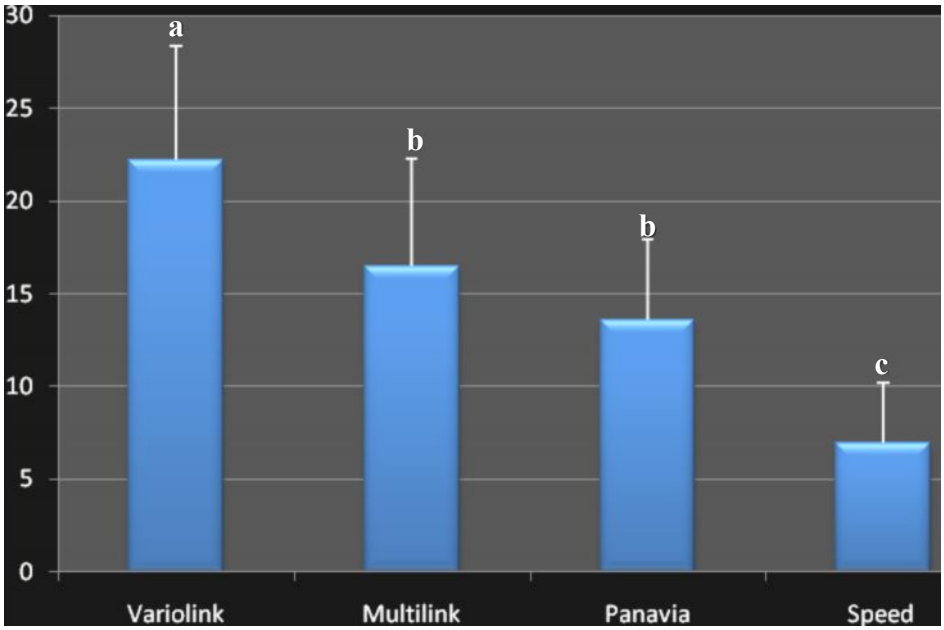
Çalışmamızdaki gruplardan elde edilen verilerin dağılımının normal olup olmadığı 'One Sample Kolmogorov-Smirnov' testi ile değerlendirildi. Bu testin sonucunda veri dağılımının normal olduğu tespit edildi. Test edilen 4 rezin siman grubunun mikrogerilim testi sonucunda elde edilen verileri parametrik bir istatistik test olan tek yönlü varyans (one-way ANOVA) analizi ile değerlendirildi. Tek yönlü varyans analiz sonucuna göre siman sistemleri arasındaki fark istatiksel olarak önemli bulunmuştur (Çizelge 3.3) ($p< 0.05$).

Çizelge 3.3. Tek yönlü varyans analizi sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	**1820,082**	**3**	**606,694**	**24,262**	**,000**
Gruplar içi	**1400,330**	**56**	**25,006**		

(KT: Kareler toplamı, SD:Serbestlik derecesi, KO: Kareler ortalaması, F: Fisher katsayısı)

Yapılan analiz sonucuna göre Variolink II grubu en yüksek bağlanma değeri gösterirken, Multilink Automix grubu ile Panavia F 2.0 grubu arasında istatistiksel fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Speed CEM grubunun ise diğer rezin siman gruplarından istatistiksel olarak farklı olduğu ($p< 0.05$) gözlenmiştir. Sonuçta rezin simanlar arasında en düşük bağlanma dayanımını Speed CEM göstermiştir (Çizelge 3.2 ve Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Mikrogerilim test sonuçlarından elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerlerinin grafiksel gösterimi.

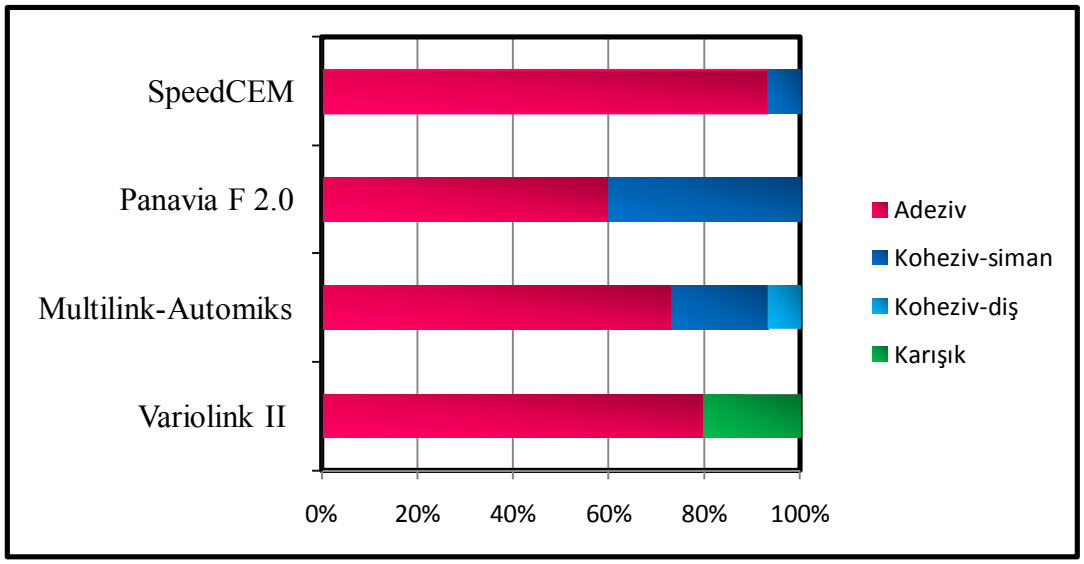
3.2. Kırılma yüzey analizi bulguları

Rezin siman gruplarındaki örneklerin mikrogerilim test sonucu elde edilen kırılma yüzeyleri X20 büyütmede stereomikroskopta incelenmiştir. Başarısızlık tipleri Hikita ve arkadaşlarının (2007) yaptıkları kırık yüzey analiz sınıflamasına göre bu üç temel tip kırık yüzeyi A: Dentin yüzeyinde koheziv B: Siman-diş ara yüzeyinde adeziv C: Diş yüzeyinde adeziv-koheziv D: Simanda koheziv E : Seramikte adeziv-koheziv (mix) F: Seramik-siman ara yüzeyinde adeziv kırık şeklinde detaylandırılmıştır. Tespit edilen başarısızlık tipleri Çizelge 3.4 de verilmiştir.

Çizelge 3.4 Kırık analizi sonuçları

Gruplar	N	Kırık tipleri					
		A	B	C	D	E	F
G1- Variolink II	15	-	12	3	-	-	-
G2- Multilink Automix	15	1	11	-	3	-	-
G3- Panavia F 2.0	15	-	9	-	6	-	-
G4- SpeedCEM	15	-	14	-	1	-	-

Tüm örneklerin % 77'si siman-diş arayüzeyinde adeziv kopma ; %16'sı simanın kendi içinde koheziv , % 2 örnek diş içinde koheziv ve %5 örnek de diş yüzeyinde adeziv ve koheziv kırığı beraber göstermişlerdir (Şekil 3.2)



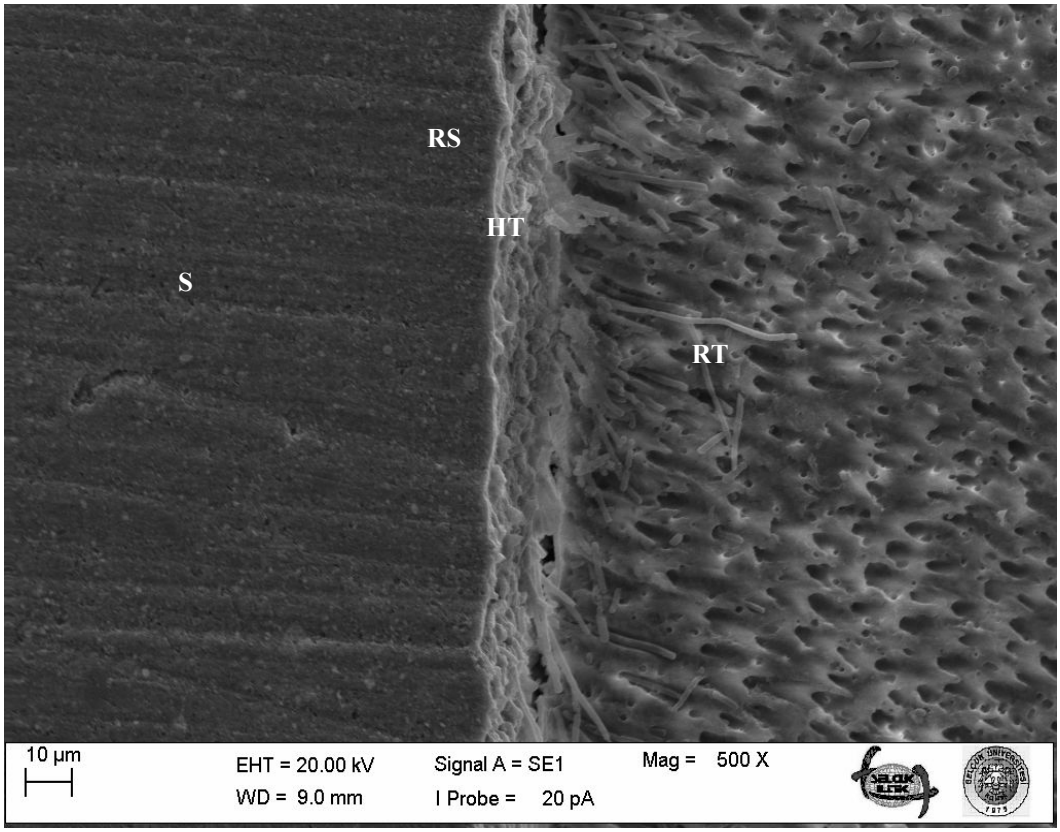
Şekil 3.2. Tüm örneklerin kırık tiplerinin %'de dağılımlarının şeması.

3.3. SEM analizi bulguları

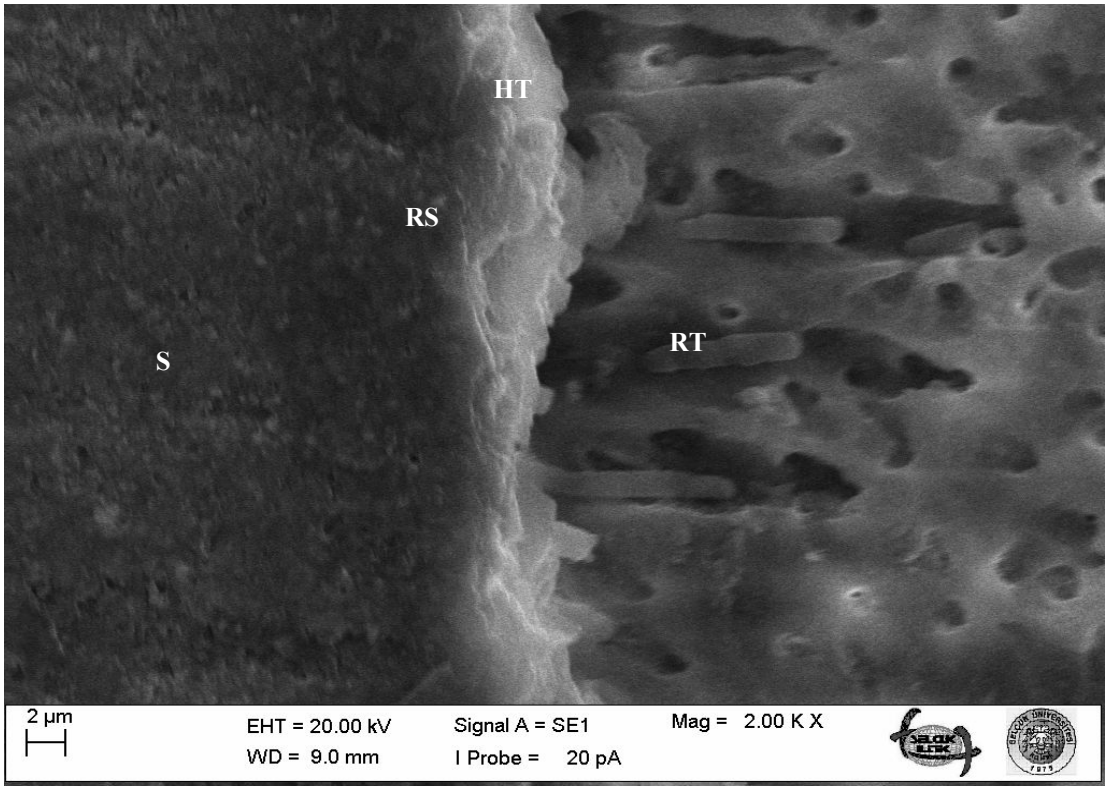
Çalışmada kullanılan her bir rezin siman için elde edilen örnekler SEM'de incelendi. Analiz sonucunda elde edilen görüntülerde bağlantı ara yüzeyleri hibrit tabakasının varlığı ve kalınlığı, rezin uzantıların varlığı ve uzunlukları açısından X500-2000 büyütmede değerlendirildi.

3.3.1. Grup 1 : Variolink II Rezin Simanın SEM incelemeleri

Variolink II rezin simanın kavite tabanındaki bağlantı alanı SEM'de incelendiğinde hibrit tabaka ve tübüller içerisine uzanan farklı boyutlarda rezin taglar izlendi(Resim 3.1 ve 3.2).



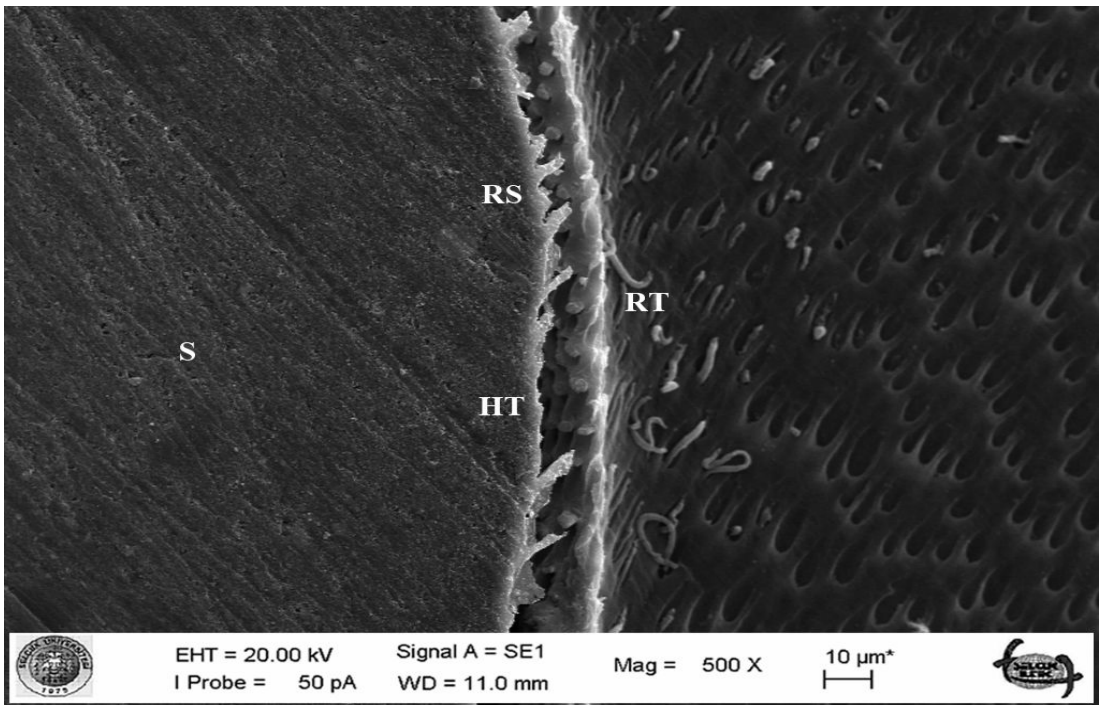
Resim 3.1. Variolink II rezin siman grubunun rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (x 500 büyütme). (S: Seramik, RS: Rezin Siman, HT: Hibrit Tabaka ,RT: Rezin Tag)



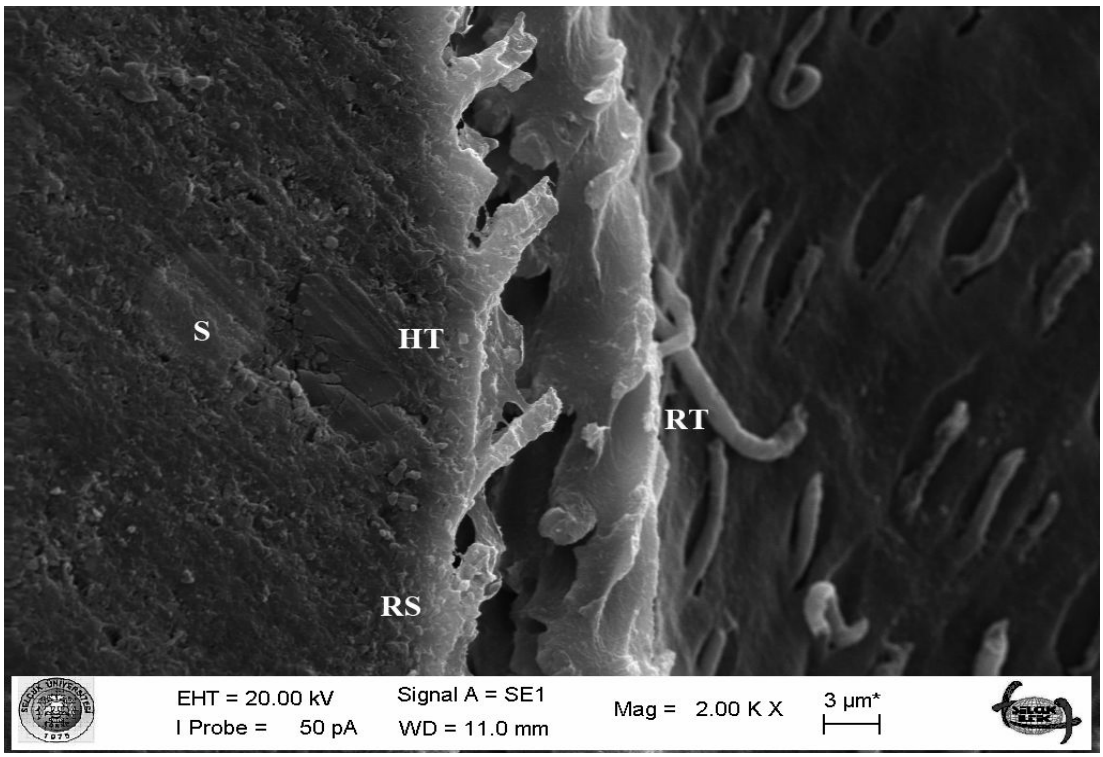
Resim 3.2. Variolink II rezin siman grubunun rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (x 2000 büyütme). (S: Seramik, RS: Rezin Siman, HT: Hibrit Tabaka, RT: Rezin Tag)

3.3.2. Grup 2: Multilink Automix Rezin Simanın SEM incelemeleri

Multilink Automix Rezin Simanın kavite tabanındaki bağlantı alanı SEM'de incelendiğinde çok ince bir hibrit tabakayla birlikte, düzensiz ve seyrek rezin tag izlendi (Resim 3.3 ve 3.4).



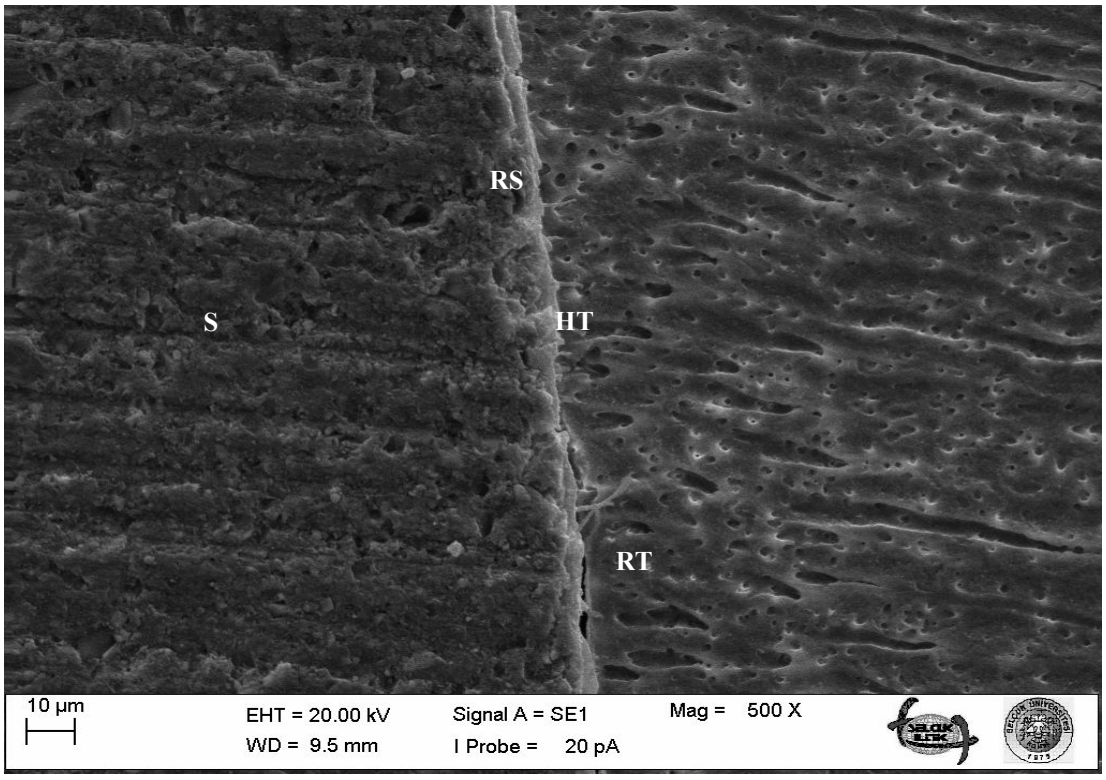
Resim 3.3. Multilink Automix rezin siman grubunun rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (x 500 büyütme). (S: Seramik, RS: Rezin Siman, HT: Hibrit Tabaka, RT: Rezin Tag)



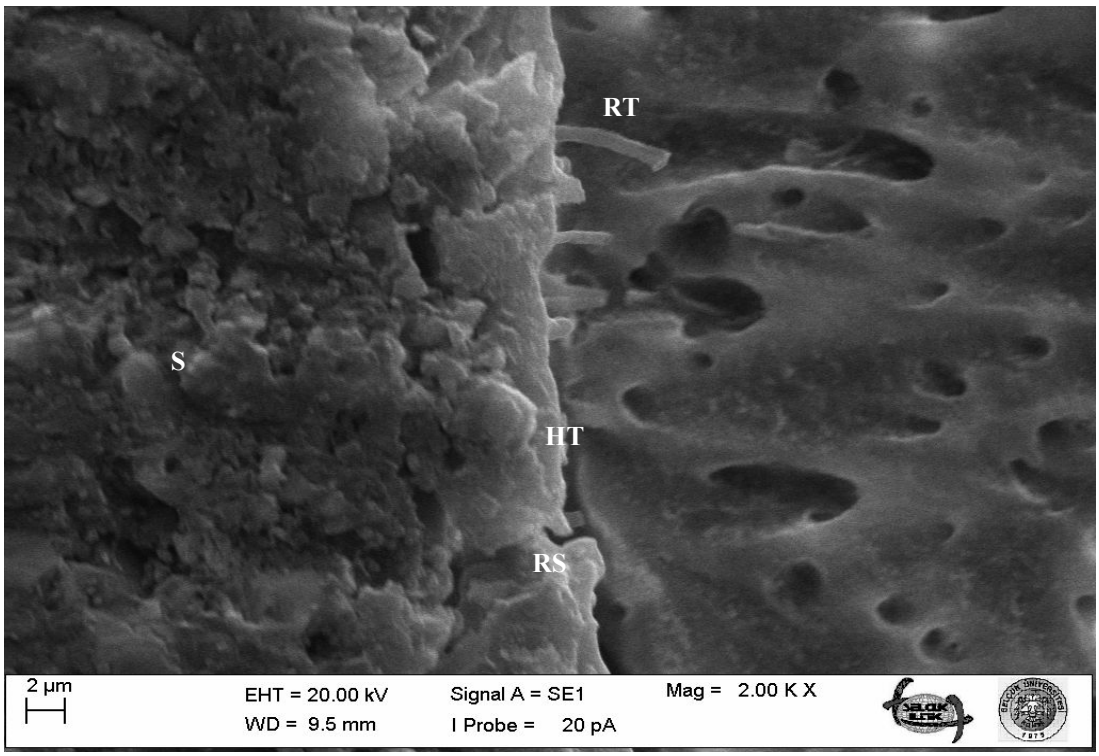
Resim 3.4. Multilink Automix rezin siman grubunun rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (x 2000 büyütme). (S: Seramik, RS: Rezin Siman, HT: Hibrit Tabaka, RT: Rezin Tag).

3.3.3. Grup 3 : Panavia F 2.0 Rezin Simanın SEM incelemeleri

Panavia F 2.0 rezin simanın kavite tabanındaki bağlantı alanı SEM'de incelendiğinde ince bir hibrit tabaka ile birlikte tübüller içerisine uzanan seyrek ve sığ rezin taglar izlendi(Resim 3.5 ve 3.6).



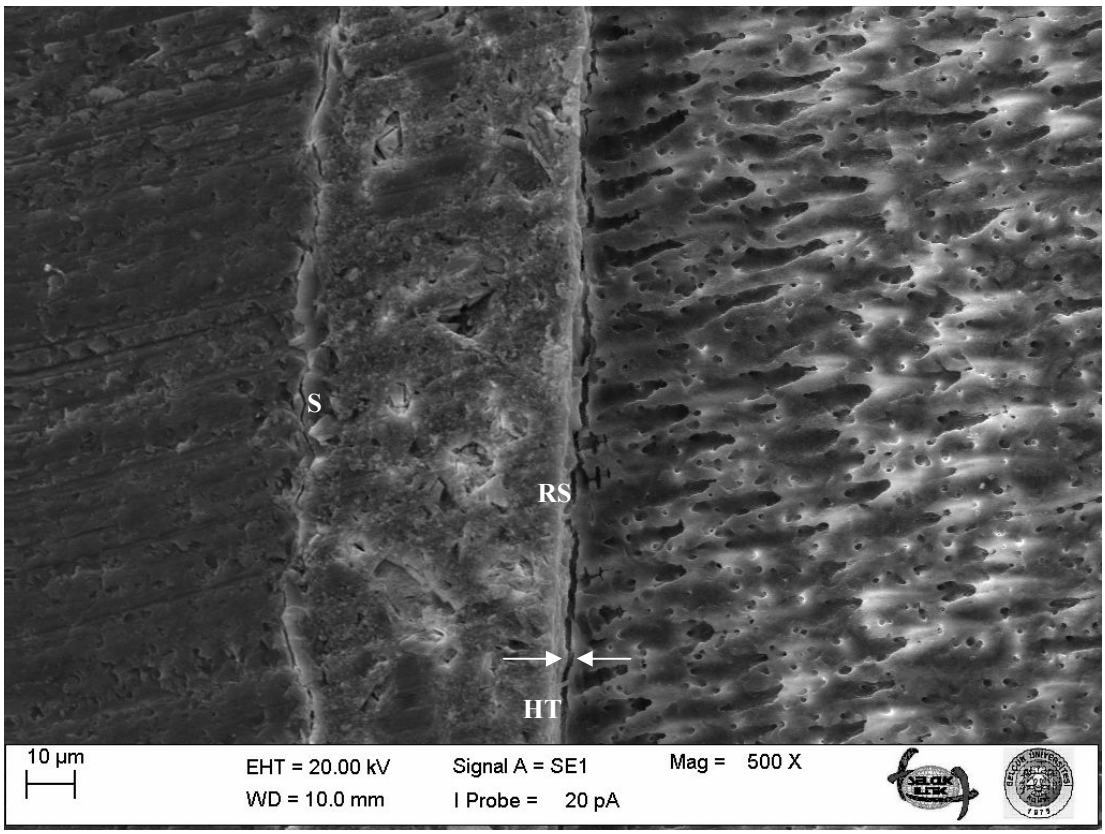
Resim 3.5. Panavia F 2.0 rezin siman grubunun rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (x 500 büyütme). (S: Seramik, RS: Rezin Siman, HT: Hibrit Tabaka, RT: Rezin Tag)



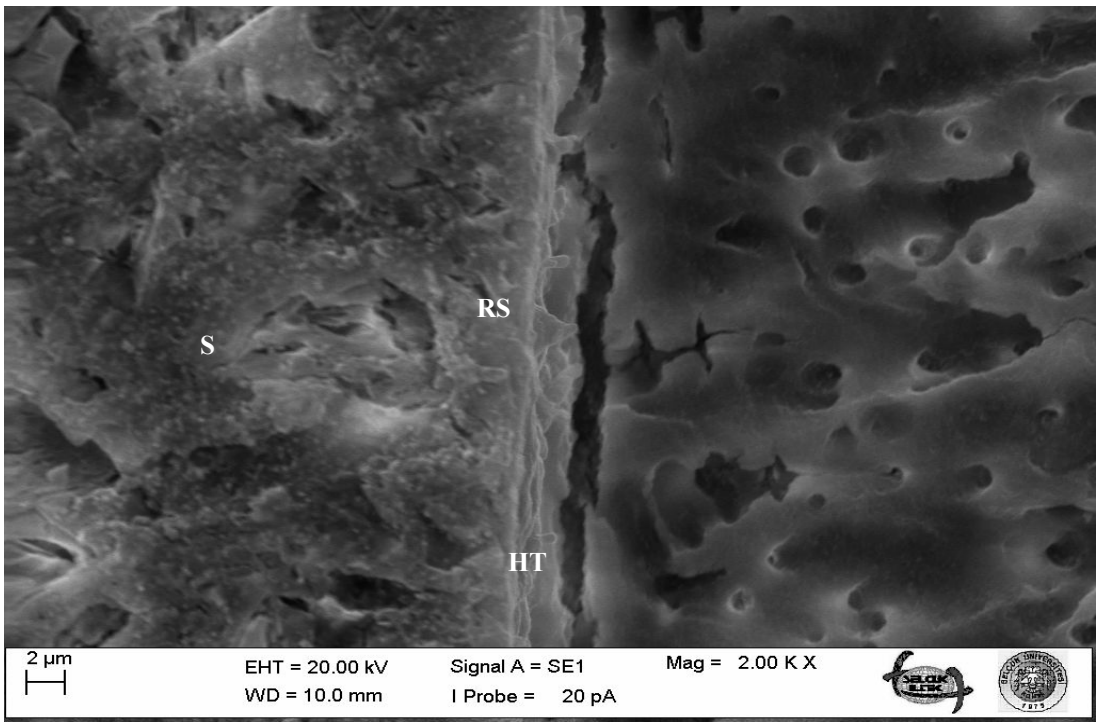
Resim 3.6. Panavia F 2.0 rezin siman grubunun rezin-dentin ara yüzünün SEM (x 2000 büyütme). (S: Seramik, RS: Rezin Siman, HT: Hibrit Tabaka, RT: Rezin Tag)

3.3.4. Grup 4 : Speed CEM Rezin Simanın SEM incelemeleri

Speed CEM rezin siman kavite tabanındaki bağlantı alanı SEM'de incelendiğinde çok ince bir hibrit tabakayla varlığı ile birlikte, rezin ve dentinin birbirinden ayrıldığı ve rezin tag oluşumunun gerçekleşemediği gözlendi (Resim 3.7 ve 3.8).



Resim 3.7. Speed CEM Rezin Siman grubunun rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (x 500 büyütme). (S: Seramik, RS: Rezin Siman, HT: Hibrit Tabaka)



Resim 3.8. Speed CEM Rezin Siman grubunun rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (x 2000 büyütme). (S: Seramik, RS: Rezin Siman, HT: Hibrit Tabaka)

4. TARTIŞMA

Bu çalışmada IPS Empress Estetik sınıf I inley restorasyonların farklı rezin simanlarla simante edildiklerinde dentine bağlanma dayanımları arasında önemli ölçüde farklılıklar bulunmuştur. Bu nedenle çalışmanın ispatlanmamış hipotezi red edilmiştir.

Seramik inleyler hakkındaki sistematik derlemelerde 1 yıllık başarısızlık oranları düşük olarak rapor edilmiştir (Kramer ve ark 2000a, Hayashi ve ark 2003). Ancak uzun dönem klinik değerlendirmelerinde inley marjinlerindeki kalıcı bozulmalar oldukça sık rapor edilmektedir (Hayashi ve ark 1998, Frankenberger ve ark 2000a, Hayashi ve ark 2000, Kramer ve ark 2000a, Kramer ve ark 2000b, Hayashi ve ark 2004a, Hayashi ve ark 2004b, Kramer ve ark 2005, Kramer ve ark 2006, Thordrup ve ark 2006). İnley restorasyonların marjinal yeterlilikleri klinik olarak hizmet verme sürelerini önemli ölçüde etkiler. Marjinlerdeki kaybında seramik ve minenin kırılganlığı,yapıştırıcı simanın dayanıklılığı ve bağlanma ajanlarının etkinliği gibi pek çok faktöre bağlıdır (Frankenberger ve ark 2008). Ancak seramik inleylerin yapıştırılması gibi için piyasaya sürülen adeziv sistemlerin bağlanma yetenekleri ile ilgili bilimsel bilgi çoğunlukla mevcut değilidir (Hikita ve ark 2007, Chieffi ve ark 2006). Yine özellikle uygulama aşamalarının azaltıldığı simantasyon materyallerinde yada self-adeziv simanlar hakkında literatürde kısıtlı bilgiler mevcuttur (Rosentritt ve ark 2004, Frankenberger ve ark 2008).

Bu çalışmada uygulama aşamalarının basit olması nedeniyle, hekimlerin gittikçe daha fazla oranda tercih ettikleri self-adeziv yapıştırma simanı olan SpeedCEM, yine uygulama aşamaları nispeten kolay olan self etch Multilink Automiks ve Panavia F 2.0 yapıştırma siman sistemlerinin dentine bağlanma dayanımları total etch sistem olan Variolink II ile karşılaştırılmıştır.

Dental materyallerin bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi klinik ve laboratuar çalışmalar ile yapılabilir. Klinik çalışma sonuçlarının zamana yaygın olması, maliyetlerin yüksek olması, deneklerin bireysel farklılıkları ve takiplerindeki zorluklar gibi birçok faktörden olumsuz etkilenir (Kıran 2013). Günümüzde birçok çalışma, bağlayıcı sistemlerin fiziksel dayanıklılığını ortaya koymada en etkili yöntemin in vitro bağlanma testleri olduğunu, klinik performansı önceden tahmin etmek ve bu performansı geliştirmek, kritik olduğu düşünülen özel parametreleri

açıklayabilmek için in vitro testlerin gerekli olduğu rapor edilmektedir (Nikaido ve ark 2002, Moll ve ark 2004, Sensi ve ark 2005).

İn vitro bağlanma testleri sıklıkla çekme (tensile) ve makaslama (shear) şeklinde uygulanmaktadır. Mikrogerilim testi bağlanma sonrasında elde edilen ya da mevcut mikro örneklerin bir seri işleme tabii tutulması gerekliliği ile teknik hassasiyetin yüksek olduğu bir yöntemdir. Tek bir dişten bir çok test örneğinin elde edilebilmesi, spesifik bir bölgede çalışılabilmesi, ara yüzdeki stres dağılımının homojen olması gibi özellikleri test methodunun çok yönlü olmasını ve detay hakkında bilgi vermesini sağlar (Armstrong ve ark 2010,Van Meerbeek ve ark 2010).

Bu tez çalışmasında kliniğe daha yakın sonuçların elde edildiği mikrogerilim testi,inley restorasyonların dentine bağlanma dayanımının in vitro olarak ölçümünde kullanılmıştır.

Mikrogerilim testinde örnekler kum saati, çubuk ve dambıl olmak üzere üç değişik şekilde hazırlanabilir. Trimleme yapılmadan (non-trimming teknik) hazırlanan çubuk şeklinde örneklerde daha az travma oluşması ve 5 MPa gibi düşük değerlere kadar bağlantı kuvveti ölçülmesi mümkün olmaktadır. Bununla birlikte kum saati şekili arayüzde stres dağılımını daha iyi homojenize etmektedir (Pashley ve ark 1999). Ancak dikkatli yapılmadığında kolay oluşan arayüz defektleri nedeniyle daha düşük bağlanma dayanımları ölçülebilmesiyle başarısızlığa daha çok açıktır (Van Meerbeek ve ark 2010).

Betamar ve ark (2007) yaptıkları bir araştırmada aynı bağlayıcı ajanı kullanarak kum saati, çubuk ve dambıl olmak üzere üç değişik şekilli örnekler hazırlamışlar ve mikrogerilim bağlanma dayanımı ölçmüşlerdir. Örnek hazırlama yöntemleri arasında bağlanma dayanımı açısından bir farklılık gözlememişlerdir.

Phrukkanon ve ark 1998 yılında yaptıkları çalışmada farklı bağlanma alanına sahip örneklerin ölçülen mikrobağlanma değerleri ve kırılma tiplerinin farklı olmadığını bağlantı alanın 1.1 mm^2 küçük hazırlanan çubuk şeklindeki örneklerin hazırlanması sırasında başarısızlığın artacağını bildirmişleridir. Bu çalışmada literatürdeki bu bilgiler ışığında bağlantı alanı 1 ± 0.2 mm^2 olacak şekilde örnekler trimleme yapılmadan çubuk şeklinde hazırlanmışlardır. Stres birikimini en aza

indirmek için örnekler kesme cihazında çok düşük devirde ve su soğutması altında hazırlandı.

Örnekler kuvvet uygulanıncaya kadar geçen süre içerisinde koheziv başarısızlık yüzdesinin artmaması için nemini kaybetmemelidir. Ancak ortamda suyun varlığı rezinle kapatılmamış kollagen lifler arasındaki boşluğa su emilmesine neden olarak adeziv rezinin bağlanma değerini azaltır (Nakabayashi ve Takarada 1992).

Çalışmamızda da örnekler isomet cihazında kesilip hazırlandıktan hemen sonra örneklerin su kaybetmesine izin vermeden mikrogerilim testi gerçekleştirilmiştir.

ISO standartlarına göre mikrogerilim testinde kullanılacak cihazın kafa hızının 0,45 mm/dk-1,05 mm/dk veya en fazla 5 N/dk sabit artışla yapılması gerekmektedir (ISO Technical Report 11405 1994, Kıran 2013). Bağlanma dayanımı testlerinde, özellikle mikrogerilim testlerinde kafa hızının düşük tutulması tavsiye edilmektedir (Kwong ve ark 2002)**.** Değişen kafa hızlarında, aynı materyallerde, çok farklı yüzdelerde kopma tipleri elde etmişlerdir. Artan kafa hızı koheziv kopma olasılığını arttırarak hatalı sonuçların çıkmasına yol açmaktadır (Hara ve ark 2001). Çalışmamızda mikrotensile bağlanma dayanımı testi, Instron cihazında 1mm/dak hız uygulanarak gerçekleştirildi. Uygulanan hız Sano ve ark (1994) önerdiği ve ISO tarafından belirlenen değerlere uygundur.

ISO standartlarına göre ideal bağlanma dayanımı diş çekiminden hemen sonra yapılmalıdır. Ancak bu genellikle uygulanabilir değildir. Çekim sonrası günler ya da haftalarda diş yapısında büyük değişiklikler meydana gelir. Bu yüzden dişler deney yapılıncaya kadar çekimden itibaren 6 ayı geçmeyecek süre içerisinde kullanılmalıdır. Dişlerinin saklandığı sıvıdaki herhangi bir kimyasal materyalin dişin yapısına girerek değişikliklere neden olabileceğinden, bağlanma ölçümü yapılacak dişlerin distile suda saklanması gerektiğini bildirilmiştir (ISO Technical Report 11405 2003, Perdigao 2010).Bu nedenlerle çalışmamızda çürüksüz, restorasyon içermeyen, apeksifikasyonu tamamlanmış, boyutları birbirine yakın insan molar dişleri kullanıldı. Dişler ISO' nun önerisi doğrultusunda çekimden sonraki 3 ay içerisinde kullanılmak üzere çalışma boyunca distile suda bekletildi.

Dentin karmaşık bir biyolojik yapıya sahip olduğundan yapısal bileşenleri ve dentinin özellikleri bağlantı kuvvetini etkilemektedir. Bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvveti değerleri bağlanma deneylerinin yapıldığı dentin bölgesine göre değişiklikler göstermektedir (Marshall ve ark 1997). Daha önceki çalışmalarda dentine bağlantı kuvvetinin yüzeyel dentinden derin dentine gidildikçe azaldığı belirtilmiştir (Tagami ve ark 1990, Perinka ve ark 1992, Burrow ve ark 1994, Marshall ve ark 1997, Wang ve ark 2006). Bunun nedeni hala belirsizlik arz etmekle birlikte yüzeyel dentinde bağlanan dentin miktarının daha fazla olması bir başka deyişle dentinde derinlik arttıkça intertübüler dentin oranının azalması olarak gösterilmektedir (Suzuki ve Finger 1988, Prati ve Pashley 1992). Derinlerdeki dentin tübüllerinin ağızları daha geniştir. Bundan dolayı, smear tabakası kaldırıldığında, tübül sıvısı yüzeye yükselerek bağlantı dayanıklılığını olumsuz etkiler (Oliveira ve ark 2003, Kıran 2013). Çalışmamızda kullanılan tüm dişlerde oklüzal pitin 2 mm apikalinden geçecek şekilde kesiler gerçekleştirildi. Mine tabakası uzaklaştırılarak deneyde kullanılan örneklerin yüzeyel dentin dokuları açığa çıkarıldı.

Seramik inley preparasyonunda amaç kalan diş yapısının korunması ve güçlendirilmesidir. Uygulanan restorasyonun form ve fonksiyonunun uzun dönem başarısı preparasyon şekiline bağlıdır (Garber ve Goldstein 1994, Öztürk 2001). Seramik inley restorasyonlar için hazırlanan kavite preparasyon geometrisi, seramiğin fziksel özelliklerine uyumlu olmalıdır. Seramiğin fonksiyonel direnci açısından önerilen kavite derinliği 1.5-2 mm arasındadır (Malament 1998, Rossential 2001). İnley kavitelerinde kabul edilen genel prensip restoratif materyale yeterli direnci sağlayacak en dar kavitenin açılmasıdır ki tavsiye edilen genişlik cusp tepeleri arasındaki mesafenin en az 1/3'ü ; en fazla 1/4'ü olmasıdır (Thompson 2010). Bu çalışmada da inley kaviteleri literatürdeki diğer çalışmalara uyumlu olarak 2 mm derinliğinde, 3 mm genişliğinde ve 6 mm uzunluğunda hazırlandı (Öztürk 2001, Kara 2013).

Kompozit rezin simanlar üstün mekanik, fiziksel ve estetik özelliklere sahiptir (Blixt ve ark 2000, Guazzato ve ark 2002, Raigrodski 2004a). Hem seramiğe hem de diş sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanabilirler (Burke ve ark 1998). Tam seramik restoasyonlar, rezin simanla yapıştırıldığında, rezin siman restorasyonun iç yüzeyinde bulunan çatlak ve düzensizlikleri doldurur, çatlağın ilerlemesini engeller ve böylece restorasyonun klinik başarısı için önemli bir faktör

olan kırılma dayanıklılığı artar (Braga ve ark 1999, Ozturk ve Aykent 2003). Restorasyona gelen kuvvetler rezin siman ile diş dokusuna daha homojen aktarılır (Seghi ve ark 1995, Wagner ve Chu 1996, Raigrodski 2004a). Restorasyonun bağlanma dayanımı artar ve aynı zamanda mikrosızıntı azalır (Filho ve ark 2004, Clelland ve ark 2007).

Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların kısa çalışma süresi çalışma güçlüğü yaratırken erken polimerizsayonu restorasyonun diş dokularına tam oturmamasına neden olabilir. Işıkla sertleşen rezin simanlar, seramiğin ışık geçirgenliğinden etkilendiğinden genellikle laminate veneer restorasyonun simantasyonunda kullanılır. Restorasyon kalınlığı artığında polimerizasyon miktarı azalır (Santos ve ark 2004).

Işık ve kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitlerin kombinasyonu olan dual sertleşen rezin simanların çalışma süreli uzundur ve kolay uygulanabilirler. Işık kaynağının ulaşamadığı interproksimal marjinlerde polimerizasyon kimyasal olarak devam eder, yarı şertleşmiş rezine bağlı kenar sızıntısı ihtimali ortadan kalkar. Rezin simanın pürüzlendirilmiş inleylerle olan mikro retantif adeziv bağlantısı sayesinde çok iyi bir marjinal adaptasyon sağlanır. Kullanılan rezin hacmi de çok az olduğu için polimerizasyon büzülmesinin, simanın yüksek genleşmesinin marjinal uyuma olan olumsuz etkileri de minimum olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011). Dual sertleşen rezin simanların dentin bonding ajanlar ile birlikte kullanımı, seramik inleylerin tutuculuk problemini de azaltmaktadır. Ayrıca, seramik ve kompozit rezin siman ara yüzeyinde stres kırıcı bir kaide oluşturmaktadır (Krejici ve ark 1993, Milleding ve ark 1995). Dual sertleşen rezin simanların kullanımı ile; kalın inley restorasyonların altında kalan rezin simanın yeterli ışık alamaması sonucunda oluşabilecek yetersiz polimerizasyon, kimyasal yolla polimerizasyon ile minumum seviyeye indirilerek uygun restorasyon oturumu sağlanacaktır. Seramik inleylerin kaviteye uyumlarında düşük viskoziteleri ile avantaj sağlarlar (Matsumura ve ark 1997,Gemalmaz ve ark 1997,Kramer ve ark 2000a,Peumans 2004).Bu yüzden bu çalışmada seramik inleylerin yapıştırılmasında dual sertleşen rezin simanlar kullanımıştır.

Ma ve ark (2009) çalışmalarında saklama koşullarının rezin materyallerin özellikle self-etch rezin materyallerin klinik performasını etkilediğini rapor

edilmişlerdir. Bu tip materyallerin soğuk ortamda en az 20°C'nin altında saklanmaları önerilmektedir (Özcan ve Meşe 2011). Bu çalışmada materyallerin son kullanım tarihleri çalışmanın yapıldığı tarihten itibaren en az 1 yıl daha uzundur. Ayrıca tüm materyaller 6°C'de buzdolabında saklanmış ve kullanılmadan önce oda sıcaklığına getirilmiştir.

Bağlayıcı sistemleri üreten firmalar, sistemleri ile ilgili en üst performans için özel uygulamalar önerirler. Bu yüzden kullanıcılar, üretici firma tavsiyelerine mutlak surette uymalıdırlar (Swift 1998, Tyas ve Burrow 2004). Araştırmacılar, dentin bağlayıcıların bağlanma kuvvetlerini araştırdıkları çalışmalarında, uygulama hatalarının adeziv performansta dramatik düşüşlere sebep olduğunu ve üretici firma tavsiyelerine sıkı sıkıya uymanın yararlı sonuçlar elde edilmesini sağladığını bildirmişlerdir (Frankenberger ve ark 2000b, Tyas ve Burrow 2004). Çalışmamızdaki tüm materyaller üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda, seramik-rezin kompozit ve diş dokusu arasında iyi bir bağlantının oluşmasında rezin simanın polimerizasyonu önemlidir (Akgüngör ve ark 2005).

LED ışık kaynakları 750-1500 mW/cm^2' lik yüksek ışık gücüyle yüksek performans ve halojen ışık cihazlarından daha başarılı sonuçlar vermektedir. Buna sebep olarak da ürettiği 440-490 nm dalga boyuyla polimerizasyon için gerekli olan 468 nm dalga boyundaki ışığı direkt olarak verebilmesi gösterilmiştir (Eskimez ve İzgi 2008, Kara 2013).

Çalışmamızda inley restorasyonların simantasyonunda kullanılan dual cure rezin simanların polimerizasyonları için LED ışık kaynağı ile gerçekleştirilmiştir. Kullanılan ışık kaynağının ışık yoğunluğu her inley yerleştirilmeden önce radyometre ile kontrol edilmiş gücünün 800 mW/cm^2 olmasına dikkat edilmiştir.

Zaman içerisinde bilgi birikiminin artması teknolojik gelişmeyle birleşince yeni seramik tipleri ve sistemleri üretilerek seramiğin kullanım alanları genişletilmiştir. Ağız içi arka bölge inley restrasyonlarında seramiğin materyal olarak kullanılması estetik beklentinin yoğun olduğu günümüzde hasta ve hekim için ilk tercihdir (Jones 1985, Kelly 1996).

Bu çalışmada inleylerin yapımında tercih ettiğimiz IPS Empress Estetik materyali lösit içerikli preslenebilen cam seramiktir(IPS Empress 2006). Homojen yapı gösteren bu seramikler ışığı doğal bir şekilde yayarlar ve bukalemun etkisi gösterirler (IPS Empress 2006, Kara 2013).

Bir inley restorasyonun güçlü ve uzun ömürlü bir bağlantısı için diş dokusu ve restarasyonun ilgili yüzeylerinin uygun işleme tabii tutulması çok önemlidir (Peumans ve ark 2010). Seramik tarafında bağlanma mikro mekanik tutuculuk ve kimyasal bağlanma olmak üzere iki temel mekanizma ile sağlanır. Mikro mekanik tutuculuk seramik restorasyonun iç yüzeyine kumlama ve hidroflorik asit uygulanması ile sağlanır. Kumlama ile pürüzlendirme alüminyum oksit partiküllerinin basınçlı hava ile 10-15 sn. boyunca püskürtülmesiyle sağlanır. Hidroflorik asit ile yüzeyler pürüzlendirilerek, bağlanma yüzey alanı artırılır, rezin simanın ıslatabilirliliği arttığı için bağlanma etkinliği artar (Piwowarczyk ve ark 2004, Matinlinna ve Vallittu 2007, Peumans ve ark 2010).

Seramik yüzeydeki kimyasal bağlanma ise silan bağlayıcı ajanın yüzeye uygulanması ile sağlanır. Seramik yüzeyin enerjisi değişir, ıslanabilirliliği artar ve rezin simanın penetrasyonu gelişir (Yoshida ve ark 2007,Peumans ve ark 2010).

Çalışmamızda bu bilgilerin ışığında üretici firma talimatlarına uygun olarak üretilen IPS Empress Estetik seramik inleyler simantasyondan önce 50 µm' lik alüminyum oksit ile kumlandı, özel hidroflorik asiti (IPS Ceramic Refill) ile 60 sn pürüzlendirildikten sonra silan bağlama ajanı (Monobond Plus) 60 sn uygulandı. Çalışmada tüm test gruplarında inleylerin seranik yüzeylerine yukarıdaki işlemler, aynı araştırıcı tarafından uygulanırken; diş tarafında ise kullanılan adeziv sisteme göre üretici firma talimatları uygulanmıştır.

Bağlanma ile ilgili in vitro çalışmalarda ağız ortamının hidrolitik yıkımını taklit edilebilmesi amacıyla örnekler, kısa veya uzun dönem suda bekletilir ya da termal siklus işlemine tabi tutulurlar (ISO Technical Report 11405 1994, Kıran 2013). Çalışmalarda testler yapıştırma işleminden sonra değişen zamanlarda yapılmıştır. (Al-Salehi ve Burke 1997, Altay ve Akça 2002). Ancak malzemelerin nemli ortama dayanıp dayanamadıklarının anlaşılabilmesi için 24 saat suda bekletilmeleri yeterlidir (ISO Technical Report 11405 1994, Kıran 2013).

Price ve Hall (1999), yaptıkları çalışmada altı bağlayıcı sistemin 10 dakika ve 24 saat sonraki makaslama bağ kuvvetlerini incelemişler ve çalışmanın sonucunda 10 dakika sonraki bağlanma kuvvetlerinin 24 saat sonraki bağlanma kuvvetlerine göre belirgin derecede az olduğunu bildirmişler ve klinisyenlerin dentin bağlayıcı sistem seçimlerinde 24 saat sonraki bağlanma kuvvetini kriter olarak almaları gerektiği kanısına varmışlardır.

Bu nedenlerle çalışmamızda ISO'nun kısa süreli deney olarak tanımladığı yöntem tercih edildi ve ısı banyosu deneyi (termo-siklus deneyi) gerçekleştirilmedi. Örnekler, distile suda 37 ºC etüvde 24 saat bekletilip daha sonra mikrotensile bağlanma dayanımı testine tabii tutuldu.

Daha önceki pek çok çalışmada (Miguez ve ark 2003, Perdigo ve Geraldeli 2003, De Munck ve ark 2005b, Van Landuyt ve ark 2006, Frankenberger 2008) self etch adeziv sistemlerin etch-and-rinse adezivlerle kıyaslandığında daha düşük bağlanma etkinliği gösterdikleri rapor edilmiştir. Bu çalışmalara benzer şekilde de bu çalışmada total-etch sistemi olan Variolink II siman sistemi, self-etch siman sistemleriyle kıyaslandığında en yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bununla birlikte literatürde self-etch sistemlerini etch-and-rinse sistemleriyle benzer bağlanma etkinliğinin rapor edildiği çalışmalar da vardır (Kanemura ve ark 1999, Shimada ve ark 2002, Hashimoto ve ark 2003, Lopes ve ark 2004, Hikita ve ark 2007).

Variolink II simanın dentin dokusuna çalışmamızda kullanılan diğer sistemlerden daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesi birkaç nedene bağlanabilir. Bir neden olarak Variolik II sistemin primeri olan Syntac su bazlı primerdir. Bu sistemde dentin yüzeyi nemli kalır ve bu da desteksiz kalan kollegenin kollabsını önler ve primer rezin infiltrasyonunu kolaylaştırır (Reis ve ark 2003, Özcan ve Meşe 2011). Bir diğer neden 'asitle ve yıka' sistemlerde dentin dokusunun ayrı olarak asitlenmesi dentinle daha yüksek etkileşimle sonuçlandığı için ve daha düşük hidrofilik özellikleri nedeniyle 'asitle ve yıka' adeziv sistemlerin diğer faktörleri kompanse ettiği ve rezin simanın dentinle daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturmasına izin verdiği söylenebilir (Melo ve ark 2010).

Çalışmamızda elde ettiğimiz SEM görüntülerinde de diğer sistemlerin SEM görüntüleriyle kıyaslandığında düzenli bir hibrit tabaka ve tübüller içerisine uzanan

daha belirgin rezin taglar izlenmiştir. Bu elekron mikroskop görüntüler de çalışma sonuçlarımızı desteklemektedir.

Çalışmamızda kullanılan Panavia F 2.0 ve Multilik Automiks sistemleri asidik (%37-40 fosforik asit) içeriğe sahiptirler (Özcan ve Meşe 2011). Ancak Panavia F 2.0 ve Multilik Automiks self-etch adeziv sistemlerinde fosforik asidin dentinden yıkanarak uzaklaştırlması aşaması elimine edilmiştir. Bu da Panavia F 2.0 siman içeriğindeki dentine bağlanmayı artıran MDP (methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) ve benzer şekilde Multilik Automiks içersindeki TEGDMA (triethyleneglycol dimethacrylate) esterlerinin hidrolitik olarak çözünmesine yol açar (Moszner ve ark 2005). Bu çözünme de rezin simanın bağlanma dayanımını negatif yönde etkiler. Bu da çalışmamızda Panavia F 2.0 ve Multilik Automiks sistemlerinin Variolink II kadar güçlü bir bağlanma dayanımı göstermemesini izah etmektedir.

Viotti ve ark (2009),yaptıkları çalışmalarında RelyX Unicem, Maxcem ve G-cem self adeziv rezin simanlarla konvansiyonel rezin simanların dentine bağlanma kuvvetlerini mikrotensile testi uygulayarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda self-adeziv rezin simanların bazı konvansiyonel simanlardan (2 basamaklı etch-and rinse adezive sahip RelyX ARC ve self-etch Panavia F) anlamlı derecede düşük bağlanma direnci sergilediklerini bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda önceki çalışmaya benzer şekilde bir self-adeziv siman olan SpeedCEM'in bağlanma dayanımın anlamlı ölçüde diğer simanlardan daha düşük bulduk.

Self-adeziv rezin simanlar multifonksiyonel fosforik asit ya da karboksilik asit akrilat monomeri içerirler. Bu gruplar diş sert dokuları ve restoratif materyal yüzeyinde kutuplaşmaya neden olur. Ayrıca su içermediklerinden bu fonksiyonel grupların uyguladıkları yüzeylerin ıslatılmasına ihityaç vardır. İlaveten asidik yapıları dentinin demineralizasyonuna ve dentin içine infiltre olmalarına yeterli değildir(Zhang ve Degrange 2010). Çalışmamızda da Speed CEM rezin siman SEM görüntülerinde dentin içine giren rezin tagların izlenmemesi bu nedene bağlı olabilir. Ancak self-adeziv simanlar homojen materyal grupları değildir. Bu simanların adezyon özellikleri yüksek ölçüde kimyasal yapılarına ve fiziksel özelliklerine (viskozitesi, yüzey ıslatma özellikleri gibi) bağlıdır. Bu nedenle bu simanların dentine bağlanma performanslarına ait literatürde farklı sonuçlar mevcuttur. Bazı

çalışmalarda konvansiyonel rezin simanlardan Variolink II daha düşük bağlanma dayanımları rapor edilirken (Piwomarczyk ve ark 2007, Lühr AK ve ark 2010) diğer çalışmalarda ise RelyX Uni-cem self-adeziv sistemin konvansiyonel rezin simanla eşit bağlanma dayanımı gösterdiği rapor edilmiştir(Sarr ve ark 2010, Flury ve ark 2010).

Çalışmamızın kırılan yüzeyinin steromikroskopik incelenmesinde tüm örneklerin %77'sinde dentin-siman arayüzeyinde adeziv tip başarısızlık gözlenirken %16 oranında siman kendi içinde kırılma tespit edilmiştir. Hiçbir grupta siman-seramik arayüzeyinde kopma tespit edilmemiştir. Yani rezin simanlar hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş IPS Empress Estetik seramik yüzeyine güçlü bir bağlanma gösterirken, dentin yüzeyine benzer şekilde bağlanma gösterememişlerdir.

Bu çalışmada, rezin simanların sadece yüzeyel dentin tabakasına gösterdikleri bağlanma dayanımı incelenmiştir. Oysa simanların yüzeyel ya da derin dentin tabakalarına gösterdikleri bağlanma dayanımları farklı olabilir. Özcan ve Meşe (2011) yaptıkları çalışmalarında total-etch rezin simanlardan olan Variolink II'nin yüzeyel dentine olan kesme bağlanma dayanımı 14,6±3,8 MPa bulurken, dentinde kesme bağlanma 7,1±5,8 MPa'ya düştüğünü; buna karşılık self-etch rezin simanlardan Multilink Automiks'in yüzeyel dentine bağlanma dayanımı 3,1±3,6 MPa iken, derin dentindeki kesme bağlanma dayanımı 7,5±7,3 MPa'a yükseldiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda önceki bu çalışmalardan daha yüksek bağlanma dayanımları Variolink II : 22,64 MPa; Multilink Automix :16,47 MPa; Panavia F 2.0 :13,61 MPa; SpeedCEM : 6,94 MPa) elde edilmiştir. Bunun nedeni çalışmamızda derin dentin tabakasına olan bağlanma dayanımı incelenmemiş ve örnklere yapay yaşlandırma uygulanmamıştır. Ayrıca gerilme bağlanma dayanımı testleri kesme bağlanma testlerine göre daha yüksek sonuçlar verir(Valandro ve Özcan 2008).

Ağız ortamında diş üzerine açılan inley kavitelerinde dentin kalınlıkları ve mevcut çürük tabakasından etkilenmiş dentin tabakası, temal değişiklikler ve çiğneme kuvvetleri gibi faktörlerde bağlanmayı etkiler. Bu nedenle bu invitro çalışma sonuçları uzun dönem klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

IPS Empress Estetik sistemi ile hazırlanan inley restorasyonların simantasyonunda kullanılan dört farklı rezin siman sisteminin dentine bağlanma dayanamının incelendiği çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1- Çalışmamızda kullanılan seramik sistemden elde edilen inleylerin total etch adeziv sistemi içeren dual polimerizasyona sahip rezin siman(Variolink II) yapıştırılmasıyla istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir.

2- Self-etch adeziv içeren iki sistem(Multilink Automix ve Panavia F 2.0) arasında herhangi bir fark gözlenmezken, bağlanma dayanımları total-etch sistemden daha düşük ancak self-adeziv sistemden daha yüksek bulunmuştur.

3- Self-adezive sahip rezin siman(SpeedCEM) en düşük bağlanma dayanımı göstermiştir.

4- Mikrotensile testine tabii tutulan örneklerin kopma yüzeylerinin stereomikroskop ile incelenmesinde dentin-siman arayüzeyinde olmak üzere daha çok adeziv başarısızlık izlenmiştir.

5- SEM görüntülerinde total-etch ve self-etch rezin siman sistemlerinde iyi organize olmuş hibrit tabaka ve rezin taglar gözlenirken,self adeziv rezin simanda dentin tabakası içerisine rezin uzantılar gözlenmemiştir.

6- Klinik kullanım tekniğinin zorluğuna rağmen lösitle güçlendirilmiş cam seramik inley restorasyonların simantasyonunda bir total etch rezin siman olan Variolink II kullanımı önerilir.

6.ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Rezin Simanların Porselen Dentin Arasındaki Bağlantı Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi

Sultan YAVUZER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/ KONYA-2013

Bu çalışmanın amacı 4 farklı rezin simanla yapıştırılan indirekt seramik inley restorasyonların mikrogerilim bağlanma dayanımını değerlendirmektir.

Bu çalışmada 28 adet çürüksüz molar dişler kullanılmıştır. Dişler sement mine sınırının 2mm yukarısından kimyasal sertleşen akrilik rezin bloklar içerisine gömülmüştür. İnley preparasyon seti kullanılarak sınıf I inley kaviteleri hazırlanmıştır. Sınıf I inleyler üretici firma talimatları doğrultusunda IPS Empress Estetik seramik kullanılarak üretilmiştir (n=28). Örnekler rastgele yapıştırıcı sisteme göre 4 gruba ayrılmıştır. IPS Empress Estetik seramik inleyler şu rezin simanlarla yapıştırılmıştır : Variolink II, Multilink Automiks, Panavia F 2.0, SpeedCEM.

Simantasyon işlemi sonrasında örnekler distile suda 24 saat 37 °C'de bekletildi. Dişler iki eksende (x ve y) $1mm^2$ alana sahip I şeklinde örnekler elde edilmek için elmas bıçakla kesildi (n=60). Mikrogerilim testi üniversal test makinesinde 1mm/dak kafa hızıyla uygulandı. Kopma anındaki kuvvet kayıt edildi ve bağlanma dayanımı Mpa birimine çevrildi. İstatiksel analiz yapıldı (ANOVA ve Tukey's HSD ($p< 0.05$).

Variolink II rezin siman grubu diğer gruplarla karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma dayanımını göstermiştir. Multilink Automiks grubu ve Panavia F 2.0 grubu arasında istatistiksel olarak fark yoktur. SpeedCEM grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak farklıdır ve en düşük bağlanma dayanımına sahiptir ($p< 0.05$).

Dentindeki başarısızlık açısından tüm mikroörnekler %77oranında adeziv başarısızlık gösterdiler.

Bu çalışmanın SEM analizi sonuçlarında SpeedCEM grubu hariç organize hibrit tabaka ve rezin taglar gözlendi.

Bu çalışmanın sınırlamaları içerisinde cam seramik inleylerin adeziv yapıştırılmasında kullanılan total-etch rezin siman en iyi sonucu vermiştir.

Anahtar Sözcükler: Bağlanma dayanımı; mikrogerilim testi; rezin simanlar; seramik.

7.SUMMARY

Evaluation of the effect of bond strength between dentin and ceramic using different resin cements

The aim of this study was to evaluate the microtensile bond strength of indirect ceramic inlay restorations luting with 4 different resin cement systems.

In this study, 28 non-carious human molar teeth were used. Teeth were embedded in chemically cured acrylic resin blocks up to 2 mm below the cemento-enamel junction. Class I inlay cavity was prepared using inlay preparation set. Class I inlays were made using the ceramic IPS Empress Esthetics, following the manufacturer' s instructions (n=28). The specimens were randomly divided into 4 groups according to the luting systems. The IPS Empress Esthetic inlays were luted using the following adhesive resin cements : Variolink II, Multilink Automiks, Panavia F 2.0, SpeedCEM.

After cementation process, the specimens were stored in distilled water at 37 °C for 24 hours. The teeth were than cut along two axes (x and y) with diamond wafering blade producing I shaped speciemens with 1mm^2 cross-sectional areas (n=60). Microtensile testing performed on a universal testing machine at a crosshead speed of 1mm/min. The force at the time of fracture was recorded and converted into bond strength in MPa. Statistical analyses were performed (ANOVA and Tukey's HSD).

Variolink II resin cement group showed the highest bond strength compared with the other groups. There was no statistically different between the Multilink Automiks group and Panavia F 2.0 group. The SpeedCEM group was statistically different than the other groups and showed the lowest bond strength ($p < 0,05$).

Concerning the failure modes at the dentin, all microspecimens failed predominantly adhesive failure with the percentage of 77.

According to results of SEM analysis organized hybride layer and resin tags were obtained expect SpeedCEM group.

Within the limitations of this study, total-etch luting resin cement reveal the best prognosis for adhesive luting of glass ceramic inlays.

Key Words: Bond strength, Ceramic, Microtensile testing, Resin cements.

8. KAYNAKLAR

1. Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill.Aust Dent J 2008; 53:145-50.
2. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. Rezin ve seranik esaslı inley-onley sistemleri 'İleri restorasyon teknikleri'.Ankara.1998,309-340.
3. Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a discilate based ceramic system. J Prosthet Dent. 2005; 94: 234-241.
4. Al-Salehi SK., Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. Quintessence Int. 1997; 28: 717–723.
5. Altay N, Akça T. İn vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. Hacettepe Dişhekimligi Fakültesi Dergisi. 2002; 26 (3-4A): 32-38.
6. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of "micro"bond strength test methods. Dental Materials.2010; 2 6 : e50–e62
7. Begazo CC, De Boer HD, Kleverlaan CJ, Van Waas MAJ, Feilzer AJ. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxidereinforced glass ceramic core material. Dent. Mater. 2004; 20: 901-907.
8. Blatz MB. Long-Term clinical success of all-ceramic posterior restorations.Quintessence Int. 2002; 33: 415-426.
9. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature, J. Prosthet. Dent. 2003;89, 268-274.
10. Blixt M, Adamczak E, Lindén LA, Oden A, Arwidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cement, Int. J. Prosthodont. 2000; 13: 221-226.
11. Betamar N, Cardew G, Van Noort R. Influence Of Specimen Design on the Microtensile Bond Strength to Dentin. Journal of Adhesive Dentistry. 2007; 9: 159–168.
12. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo ES. Dental adhesion review: aging and stability of the interface. Dent. Mater. 2008; 24: 90-101.
13. Braga RR, Ballester RY, Carrilho MRO. Pilot study on the hear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. J Prosthet Dent. 1999; 81: 285-89.
14. Brunton PA, Cattell P, Burke T, Wilson N.H.F: Fracture resistance of teethrestored with onlays of three tooth-colored resin bonded restorativ materials.J.Prosthet.Dent. 1999; 82: 167-171.
15. Burke FJT, Quatrough AJE, Hale RW. Dentin bonded all ceramic crowns: Current Status.JADA. 1998;455-460.
16. Burke FJT, Hussian A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. Eur J Prosthodont Rest Dent 2008; 16: 158-165.
17. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The Influence Of Age And Depth Of Dentin On Bonding. Dental Materials. 1994; 10: 241–246.
18. Cattel MJ, Clarke RL, Lynch EJR. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics-Part I, J. Dent.1997; 25, 399-407.
19. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR, Ferrari M. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. Dent Mater 2006;21 [Epub ahead of print].
20. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. J Prosthet Dent 2007; 97(1): 18-24.
21. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S and Hornbrook D. Ceramic Veneers, "Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals", Qintessence Publishing Co.Tokyo. 1994; 241-291.
22. Christensen GJ. Is now the time to purchase an in-office CAD/CAM device? J Am Dent Assoc 2006; 137: 235-238.
23. Conrad HJ, Seong W, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent. 2007; 98: 389-404.
24. Coşkun A, Yalug S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Dishekimligi Fakültesi Dergisi. 2002; 5: 97-102.
25. Cowan AJ, Wilson NH, Wilson MA, Watts DC. The application of ESEM in dental materials research. J Dent. 1996;24(5):375-7.

26. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar, Ankara, Güneş Kitabevi, 2000.
27. Dayangaç BG. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti, İstanbul. 2011.
28. Della Bona A, Anusavice KJ Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. J Adhes Dent. 2000;2:305-13.
29. Della Bona A, Anusavıce KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. Int. J. Prosthodont.2002; 15: 248-253.
30. De Munck J. An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bond. Tez. Leuven, Belçika;2004.
31. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poıtevın A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and Results. J. Dent. Rest. 2005a; 84: 118-132.
32. De Munck J, Van Meerbeek B, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, et al. One day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. Oper Dent 2005b;30:39–49.
33. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cements to zirconium oxide ceramics. Dent. Mater.2005; 21: 1158-1162.
34. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999;81:135-41.
35. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations. Quintessence Publishing Co. London. 1999;192-7.
36. Dijken JWV, Örmin A, Olofsson AA. Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. J.Prosthet. Dent. 1999; 82: 529-35.
37. Duke ES. The introduction of a new class of composite resin: Ceromers.Compendium. 1999; 20: 246.
38. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Shearer P. Heat-pressed ceramics: Technology and strength, Int. J. Prosthodont.1992; 5, 9-16.
39. El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Bradley WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. Oper Dent. 1999;24:38-44.
40. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. Dental Materials. 2003; 19 (7): 575-583.
41. Ergün G, Yenisey M. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. OMÜ Diş Hek Fak Derg 2006; 7: 73-81.
42. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2008; 32(2): 58-72.
43. Eskimez Ş, İzgi AD. Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları. Quintessence yayıncılık ltd şirketi. 2008.
44. Fahl N, Casellını R.C. Ceromer/FRC technology: the future of bifunctional adhesive aesthetic dentistry. Signature 4. 1997; 7-13.
45. Ferro KJ, Myers ML, Graser GN. Fracture Strength of Full-Contoured Ceramic Crowns and Porcelain-veneered Crowns of Ceramic Copings. J Prosthet Dent.1994; 71: 462-467.
46. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Junior SM. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. J Prosthodont. 2004; 13(1): 28-35.
47. Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. Oper Dent 2000a;25:459–65.
48. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: Effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. Oper Dent. 2000b; 25(4): 324–330.
49. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. Dent Mater 2008;24:185–91.
50. Flury S, Lussi A, Peutzfeldt A, Zimmerli B.Push-out bond strength of CAD/CAM-ceramic luted to dentin with self-adhesive resin cements. Dent Mater. 2010; 26: 855–863.
51. Garber DA, Goldstein RE. Cast ceramic systems and other alternatives in 'Porcelain & Composite inlays & onlays esthetic posterior restorations'. Quintessence Pub Co Inc Hong Kong. 1994;104-115.
52. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia.Int. J.Prosthodent. 2002; 15: 339-346.

53. Gemalmaz D, Özcan M, Yoruc AB, Alkumru HN. Marjinal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. J Oral Rehabil. 1997; 24: 646-651.
54. Goodarche CJ, Bernal G, Rungcharassaenge K, Kan JYK. Clinical complication in fixed prosthodontic. J Prosthet Dent. 2003; 90: 31-41.
55. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance. Dent Clin N Am. 2011; 55: 333-352.
56. Gökalp S, Ayvaz EY. Dental adezivler. TDBD. 2002; 71: 10-14.
57. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. Influence Of Cross Head Speed On Resin Dentin Shear Bond Strength. Dental Materials. 2001; 17: 165–169.
58. Hayashi M, Tsuchitani Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S.6-Year clinical evaluation of fired ceramic inlays. Oper Dent 1998; 23: 318–26.
59. Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F,Ebisu S. Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays.Oper Dent 2000;25: 473–81.
60. Hayashi M, Wilson NH, Yeung CA, Worthington HV. Systematic review of ceramic inlays. Clin Oral Investig. 2003; 7: 8–19.
61. Hayashi M, Tsubakimoto Y, Takeshige F, Ebisu S.Quantitative measurement of marginal disintegration of ceramic inlays. Oper Dent 2004a; 29: 3–8.
62. Hayashi M, Tsubakimoto Y, Takeshige F, Ebisu S. Analysis of longitudinal marginal deterioration of ceramic inlays. Oper Dent 2004b;29:386–91.
63. Hashimoto M, Ohno H, Yoshida E, Hori M, Sano H, Kaga M, et al. Resin-enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel. Eur J Oral Sci 2003;111:447–53.
64. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Miada T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dental Materials. 2007; 23(1): 71-80.
65. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin N Am.2007; 51: 643-658.
66. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics.J Biomed Mater Res. 2000; 53: 297-303.
67. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile Bond Strength Of Eleven Contemporary Adhesives To Dentin. Journal Of Adhesive Dentistry. 2001; 3: 237–245.
68. IPS e.max Press System. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent. 2005.
69. IPS Empress. Instructions for use Empress® Esthetic IPS. Schaan/ Liechtenstein, Ivoclar Vivadent AG. 2006.
70. ISO Technical Report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1994; 1: 15.
71. ISO/TS 11405. Dental Materials – Testing of adhesion to tooth structure, Second edition, Geneva, Switzerland, 2003.
72. Jordan RE. Esthetic composite bonding, techniques and materials (2. ed.) resin-enamel bonding, St. Louis, Mosby, 1993; 24-50.
73. Jones DW, Ceram FI. Development of dental ceramics; An historical perspective. Dent Clin North Am. 1985;29:621-44.
74. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. J Dent 1999; 27: 523–30.
75. Kara Ö. Farklı seramik inleylerin dentine bağlanma dayanımlarında yüzey işlemlerinin etkisi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2013.
76. Karakaya S, Özer F.Posterior Dislerde Kullanılan Amalgam Restorasyonlarının Mikrosızıntı Açısından Kompozit İnley ve Porselen İnleylerle Karsılastırılması. Selçuk Üniversitesi Dishekimligi Fakültesi Dergisi. 1999; 9: 74-78.
77. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramic in dentistry. Historical roots and current perspectives. J. Prosthet. Dent. 1996;75: 18-32.
78. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin N Am. 2004; 48: 513-530.
79. Kıran A. Üç Farklı Adeziv Sistemi ve Klorheksidinin Dentinin Fonksiyonel Matriks Metalloproteinaz aktivitelerine ve mikrotensile Bağlanma Dayanımına Etkisi.Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2013.
80. Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strength of resin cements to dentine over 3 years in vitro. J Dent. 2001; 139-44.

81. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent 2000a;13:60D–76D.
82. Kramer N, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites.Oper Dent 2000b;25:466–72.
83. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. Dent Mater. 2005; 21: 262-271.
84. Kramer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R. Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. Dent Mater. 2006; 22: 13-21.
85. Krejici I, Lutz F and Reimer M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent. 1993;21:39-46.
86. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. J Prosthet Dent 2002; 88: 170-175.
87. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pahley DH. Microtensile Bond Strengths To Sclerotic Dentin Using A Self-Etching And A Total-Etching Technique. Dental Materials. 2002; 18: 359–369.
88. Lassila LV, Tezvergil A, Dyer SR, Vallittu PK. The bond strength of particulate-filler composite to differently oriented fiber-reinforced composite substrate. J Prosthodont 2007; 16:10-7.
89. Lopes GC, Marson FC, Vieira LC, de Caldeira AM, Baratieri LN. Composite bond strength to enamel with self-etching primers. Oper Dent 2004; 29:424–9.
90. Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro.Clin Oral Invest 2010;14:193–9.
91. Ma S, Nakajima KF, Nishiyama N. Effects of storage temperature on the shelf life of one-step and two-step self-etch adhesives. Oper Dent. 2009; 34:472–480.
92. Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Microtensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. Dent. Mater. 2002; 18:(8): 609-621.
93. Malament KA.Considerations in posterior glass-ceramic restorations. Int J Perio Rest Dent.1998; 4: 33–49.
94. Marshall GW, Marshall SJ, Kınney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent. 1997; 25(6): 441–458.
95. Mandıkos MN, Mcgıvney GP, Davıs E, Bush, PJ, Carter JM. Acomparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. J. Prosthet. Dent. 2001;85: 386-395.
96. Manso AP, Silva N, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations.Dent Clin N Am 2011; 55: 311-332.
97. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. J Oral Rehabil 2007; 34(8): 622-30.
98. Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength tofeldspatic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. J. Prosthet. Dent.1997; 78: 511-517.
99. Mc Cabe JF, Walls A. Applied dental materials. Chapter 23:Adhesive restorative materials: bonding of resin based materials 8th ed. Malden, MA, USA, Blackwell Publishing Co, 1998; 169-201.
100. Mc Lean JW. Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century. J.Prosthet Dent. 2001; 85, 61-66.
101. Melo RM, Özcan M, Barbosa SH, Galhano G, Amaral R, Bottıno MA, Valandro LF. Bond Strength of Two Resin Cements on Dentin Using Different Cementation Strategies. J Esthet Restor Dent. 2010; 22: 262–269.
102. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers-between glass-ionomer cements and composites. Biomaterials 1998; 19(6): 529-539.
103. Milleding P, Örtengren U and Karlsson S. Ceramic inlay systems: Some clinical aspects. J Oral Rehabil. 1995;22:571-580.
104. Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereıra PN. Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. J. Adhes. Dent. 2003; 5: 107–112.
105. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dental Mater J. 2009; 28(1): 44-56.
106. Mojon P, Kaltio R, Feduik D, Hawbolt EB, MacEntee MI. Short-term contamination of luting cements by water and saliva. Dent Mater 1996; 12: 83-87.
107. Moll K, Frıtzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. Quintessence Int. 2004; 35(10): 845–852.

108. Moszner N, Salz U, Zımmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: A systematic review. Dent. Mater. 2005; 21: 895–910.
109. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. Int J Comput Dent. 2004; 7(1): 11-24.
110. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. Dental Materials. 1992; 8: 125-130.
111. Nakabayashi N, Pashley DH. Hibridization of dental hard tissues, Quintessence Publishing Co., Inc., London, U.K., 1998; 1-108.
112. Nayır E. Dişhekimliği maddeler bilgisi. Yedinci baskı. İstanbul, İÜ DişHek Fak. 1999;131-45
113. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchı S, Cox CF, Hıckel R, Tagamı J. Evaluation of thermal cycling and mechanical and loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. Dent Mater. 2002; 18(3): 269–275.
114. Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. Dent. Mater. 2003; 19: 758-767.
115. Oliveira ACC, Oshima HMS, Mota EG, Grossi MC. Influence of chisel width on shear bond strength of composite to enamel. J Dent Sci 2009; 24: 19-21.
116. Opdam NJ, Roeters FJM, Verdonschot EH. Adaptation and radiographic evaluation for four adhesive systems. J Dent.1997; 25(5): 391-397.
117. Önal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Yayınları no:20. Bornava İzmir 2004.
118. Özcan M, Mese A. Adhesion of conventional and simplified resin-based luting cements to superficial and deep dentin.Clin Oral Invest .2011.DOI 10.1007/s00784-011-0594-z.
119. Öztürk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system, J. Prosthet. Dent.2003; 89: 275-281.
120. Öztürk AN. Farklı seramik inleylerin direkt, indirekt ve klasik tekniklerle dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 2001.
121. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H ve ark. The Microtensile Bond Test: A Review. Journal Of Adhesive Dentistry. 1999; 1: 299–309.
122. Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. J Prosthet Dent 2002;88(5):511-5.
123. Pegoraro TA, Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. Dent Clin N Am 2007; 51: 453-471.
124. Perdigao J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etch adhesives to intact versus prepared enamel. J Esthet Restor Dent 2003;15:32–41.
125. Perdigao J. New developments in dental adhesion. Dent Clin N Am. 2007; 51: 333-357
126. Perdigão J. Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. Dental Materials. 2010; 26: e24–e37
127. Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin Thickness, Hardness And Ca- Concentration vs. Bond Strength Of Dentin Adhesives. Dental Materials. 1992; 8: 229–233.
128. Peumans M, Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeck B. A Prospective Ten-year Clinical Trial of Porcelain Veneers, J. Adhes. Dent.2004; 6: 65-76.
129. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Two-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. J Adhes Dent 2010; 12: 151-161.
130. Peutzfeldt A, Asmussen E. A comparison of accuracy in seating and gap formation of three inlay/onlay techniques. Oper Dent 1990; 15: 129-35.
131. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. Dental Materials. 1998; 14: 212-221.
132. Piwowarczyk A, Lauer H, Sorensen J. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. J. Prosthet. Dent. 2004; 92: 265-273.
133. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. Dent Mater 2007; 23:211–7.
134. Prati C, Pashley DH. Dentin Wetness, Permeability And Thickness And Bond Strength Of Adhesive Systems. American Journal Of Dentistry. 1992; 5(1): 33–38.
135. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. Quintessence Int. 1999; 30(2): 122–134.
136. Qualtrough AJE, Piddock V. Dental ceramics: What's new ? Dent Update.2002; 29: 25-33.

137. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for allceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J.Prosthet. Dent.2004a; 92: 557-562.
138. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am.2004b; 48.531-544.
139. Reis A, Loguercio AD, Azevedo CLN, Carvalho RM, Singer JM,Grande RHM . Moisture spectrum of demineralized dentin for different solvent-based adhesive system. J Adhes Dent.2003; 5: 183-192.
140. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (Ed. TM Robenson, HO. Heymann, EJ. Swift .Çeviri ed. Gürgan S)'de V.baskı, Güneş Tıp Kitabevleri.Ankara.2011.
141. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;80:280–301.
142. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics.St. Louis: Mosby Inc., 2001
143. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. Dent Mater 2004; 20:463–9.
144. Roulet JF, Degrange M. Adhesion the silent revolution in dentistry, Quintessence Publishing Co., Inc., London, U.K., 2000; 13-329.
145. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. J. Prosthet. Dent. 2002; 87: 364-379.
146. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review.J Adhes Dent 2010; 12: 343-371.
147. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of a microtensile bond test. Dent Mater. 1994; 10: 236-240.
148. Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho RM, Pashley DH. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. Oper Dent. 1995; 20: 160–67.
149. Santos GC, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJMC.Hardening of dual-cure resin cements and a resin compositerestorative cured with QTH and LED curing units, J. Can. Dent.Assoc.2004; 70: 323-328.
150. Sarıdağ S. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2007.
151. Sarr M, Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Kane AW, Vreven J, Van Meerbeek B, Kirsten L, Landuyt V. Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin Clin Oral Invest. 2010; 14:569–577.
152. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. Dent Mater. 1998; 14: 194-201.
153. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics, J. Prosthet.Dent.1995; 74:145-50.
154. Sensi LG, Lopes GC, Monteıro S, Baratıerı LN, Vıeıra LC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. Oper Dent. 2005; 30(1): 63-68.
155. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. Dent Mater. 2002; 18: 380-88.
156. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R and Brackett SE. All ceramic restorations In 'Fundamentals of fixed prosthodontics' Ed. by LA Bateman: Quintessence Pub Co Inc Chicago 1997; 433-454.
157. Sorensen JA .The IPS Empress II system: Defining the possibilities.Quintessence Dent Technol.1999; 22: 153-163.
158. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc 2006; 137(9): 1289-1296.
159. Suzuki T, Finger WJ. Dentin Adhesives: Sites Of Dentin vs. Bonding Of Composite Resins. Dental Materials. 1988; 4: 379–383.
160. Swift EJ. Bonding systems for restorative materials-a comprehensive review. Pediatr Dent. 1998; 20(2): 80-84.
161. Şen D. Simantasyon. Quintessence yayıncılık Ltd.Şti, İstanbul. 2011.
162. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic?. J Can Dent Assoc 2003; 69: 726-731.

163. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM,et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization.I.İn vivo evidence. J.Dent 2004; 32: 611-621.
164. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation Among Dentin Depth, Permeability And Bond Strength Of Adhesive Resins. Dental Materials. 1990; 6: 45–50.
165. Thompson MC,Thompson KM, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1.Ceramic inlay preparation design: a literature review. Australian Dental Journal. 2010; 55: 120–127.
166. Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. Quintessence Int 2006; 37:139–44.
167. Touti B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. J Esthet Dent. 1997; 9:108-18.
168. Tyas M, Burrow M. Adhesive restorative materials: A review. Aust. Dent. J. 2004; 49:(3): 112-121.
169. Uludamar A, Akalın B, Kulak Özkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. Cumhuriyet Dent J. 2011;14(2):140-53.
170. Üçtaslı S, Wilson HJ. Influence of layer and staining firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics, J. Oral Rehabil. 1996; 23: 170-174.
171. Üşümez A. Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması doktora tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.B.D. Konya. 2001.
172. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. Dent Mater J. 2008; 27:849–855.
173. Van Landuyt K, Padmini K, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. JDent 2006;34:77–85.
174. Van Landuyt K, Mine A, De Munck J, Jaecques S, Peumans M, Lambrechts P, et al. Are one-step adhesives easier to use and beter performing? Multi-factorial assessment of contemporary one-step self-etch adhesives. J Adhes Dent 2008; 11: 175-190.
175. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res. 1992; 71: 1530-1540.
176. 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. Dental Materials. 2010; 26: e100–e121.
177. Van Merbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater. 2011; 27: 17-28.
178. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. The J. Prosthet.Dent.2009; 102: 306-312.
179. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics, J. Prosthet.Dent.1996; 76: 140-144.
180. Waki T, Nakamura T, Wakabayashi K, Mutobe Y,Yatani H. Adesive strength between fiberreinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials. Int J Prosthodont 2004; 17: 364-368.
181. Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materialsan prosthesis splinting on peri-implant bone stres around implants in poor-quality bone: a numeric analyses. Int. J. Oral Maxilllofac. Implants.2002; 17: 231-237.
182. Wang Y, Spencer P, Hager C, Bohaty B. Comparison Of Interfacial Characteristics Of Adhesive Bonding To Superficial Versus Deep Dentin Using SEM And Staining Techniques. Journal Of Dentistry. 2006; 34: 26–34.
183. Watt IM. The principles and practice of electron microscopy, Cambridge University pres, UK, 1996.
184. Wilson AD, Nicholson JW. Acid-base cements, their biomedical and industrial applications.New York: Cambridge University Press; 1993. P.1-383.
185. Witkowski S. (CAD)/ CAM in dental technology. Quintessence Dent Technol 2005; 28: 169-184.
186. Yavuzyılmaz H.Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. Gazi Üniversitesi iletisim fakültesi Basımevi. Ankara,1996.

187. Yavuzyılmaz H,Turhan B, Bavbek B, Kurt E.Tam porselen sistemler II. G.Ü. Dishek. Fak. Derg. 2005; 22:(1): 49-60.
188. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M,Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J. Dent Res 2004; 83: 454-458.
189. Yoshida K, Tsuo Y, Meng X, Atsuta M. Mechanical properties of dual-cured resin luting agents for ceramic restoration. J Prosthodont 2007;16(5): 370-6.
190. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E. Diş hekimliğindfe maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. 1993;17.
191. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi yayınları, 2004.
192. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 31.2011.
193. Zhang C, Degrange M. Shear Bond strenghts of Self-Adhesive Luting Resins Fixing Dentine to Different Restorative Materials. J.Biomaterials Science. 2010; 21:593-608.

9. EKLER

EK-A: Etik kurul kararı.



SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 03 05.01.2011
Konu: 2011/01 sayılı komisyon kararları

Sayın; Doç.Dr.Müjde SEVİMAY,

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 05.01.2011 tarihinde yapılan 2011/01 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz **"Farklı rezin simanların porselen dentin arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirilmesi"** konu başlıklı projenin bilimsel etik açısından sakıncası olmadığına, oybirliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.

Prof. Dr. Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ
Komisyon Başkanı

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Toplantı sayısı : 2011/01	Toplantı tarihi : 04.01.2011

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ'nin başkanlığında 04.01.2011 tarihinde Dekanlık toplantı salonunda saat 15:00 de toplandı.

Girişimsel olmayan Kinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonunda aşağıdaki karar alındı.

1- Proje yürütücüsü Müjde SEVİMAY ve Sultan YAVUZER tarafından hazırlanan **"Farklı rezin simanların porselen dentin arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirilmesi"** konu başlıklı projenin bilimsel etik açısından sakıncası olmadığına, oy birliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ
Başkan

Prof.Dr.Mihtikar GÜRSEL
Üye

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
katılmadı

Prof.Dr.Duygu FINDIK
katılmadı

Prof.Dr.Nilgün ÖZTÜRK
Üye

Doç.Dr.Yağmur ŞENER
Üye

Doç.Dr.Abdullah DEMİR
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Doç.Dr.Funda KONT ÇOBANKARA
Üye

Yrd.Doç.Dr.Füsun YAŞAR
Raportör

Yrd.Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Üye

Yrd.Doç.Dr.Fatih KARA
Üye

10. ÖZGEÇMİŞ

1972 tarihinde Nevşehir'de doğdu. İlk ve orta öğrenimini Konya'da tamamladı. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 1997 yılında mezun oldu. Aynı yıl Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. 1999 yılında kendi isteği ile doktora programından ayrıldı ve serbest muayenehanesinde çalışmaya başladı. 2004-2008 yılları arasında Konya Diş Hekimleri Odası yönetim kurulu üyeliği ve Türk Diş Hekimleri Birliği'nin Toplum Ağız Diş Sağlığı ve Dişhekimliğinde İnsan Gücü Planlaması komisyonlarında görev yaptı. 2006 yılında Adli Diş Hekimliği sertifikasını aldı. 2009 yılında çıkan öğrenci affından faydalanarak Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine ders aşamasında yeniden başladı. 2012 yılında TC Sağlık Bakanlığı Tunceli Ağız ve Diş Sağlığı Merkezine Diş Tabibi olarak atandı ve Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na doktora eğitimini tamamlamak üzere geçici görevle görevlendirildi. Yabancı dili İngilizcedir.