PAPER DETAILS

TITLE: Geleneksel Ve Adeziv Dental Simanlar Hakkinda Bir Derleme Çalismasi

AUTHORS: dtaslihan KÖROGLU,dtorhun EKREN,Cem KURTOGLU

PAGES: 205-216

ORIGINAL PDF URL: https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/27271

Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.
J Dent Fac Atatürk Uni
Cilt:22, Sayı: 2, Yıl: 2012, Sayfa: 205-216

Derleme/ Review

GELENEKSEL VE ADEZİV DENTAL SİMANLAR HAKKINDA BİR DERLEME ÇALIŞMASI

CONVENTIONAL AND ADHESIVE DENTAL LUTING AGENTS; A LITERATURE REVIEW

Arş.Gör.Dt.Aslıhan KÖROĞLU* **Dr.Dt.Orhun EKREN ****
Doç.Dr. Cem KURTOĞLU*

Makale Kodu/Article code: 542
Makale Gönderilme tarihi: 22.04.2011
Kabul Tarihi: 14.07.2011

ÖZET

Son yıllarda sabit protetik yaklaşımlardaki teknik ve materyallerin değişimi simanların geliştirilmesini zorunlu hale getirmiştir. Simanlar sabit protetik restorasyon ve destek diş dokusu arasında mekanik bağlanma ve adezyon sağlar.

Çinko fosfat simanlar ve çinko polikarboksilat simanlar sabit protetik restorasyonların yapıştırılmasında güncelliğini korumaktadırlar. Ancak adezyon eksikliği ve çözünürlük gibi dezavantajları vardır. Bu gibi sorunları gidermek için ilk olarak cam iyonomer simanlar ve reçine modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Son zamanlarda ise reçine simanlar çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajların üstesinden geldikleri için kullanımı yaygınlanmıştır.

Bu derleme çalışmasında simanlar ve taşıması gereken özellikler açıklanarak, hekime klinik pratiğinde kullanabileceği bilgiler verilmeye çalışılmıştır.

Anahtar kelimeler: Dental simanlar, adeziv reçine siman, adezyon.

ABSTRACT

Fixed prosthodontic approaches in restorative dentistry are changed with the introduction of innovative techniques and materials in recent years. With this change, improvements and modification of luting agents became mandotary. Luting agents provide the mechanical bond and adhesion between a fixed prosthesis and the supporting tooth structure.

Zinc phosphate and zinc polycarboxylate cements retained their popularity for luting fixed prosthodontic restorations. Their disadvantages are particularly solubility and lack of adhesion. In order to struggle these problems glass ionomer and resin modified glass ionomer luting agents are firstly developed. Recently resin cements became popular, primarily because they overcame the disadvantages of solubility and lack of adhesion.

In this literature review, luting agents and their proporties are explained in order to give information to the dentist which can be useful in clinical practice.

Key words: Dental luting agents, adhesive resin cement, adhesion**.**

GİRİŞ

Dental simanlar diş hekimliğinde önemli materyaller arasında yer alır. Restorasyonları ve ortodontik ataçmanları dişe yapıştırmak, kavite astar maddesi olarak pulpayı korumak ve restoratif materyal olarak diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılır.[1] Bu farklı uygulamalar için farklı fiziksel özellikte ve klinik manipülasyona uygun materyaller geliştirilmesine gereksinim duyulmuş ve bu duruma cevap verebilmek için yeni uluslararası standartlar geliştirilmiştir.[1]

Dental simanlar, restorasyonu yapışacağı yüzeye kimyasal, mekanik, mikromekanik veya bunların kombinasyonları şeklinde birleştirir.[2] İdeal bir siman, gerilme ve basınca karşı yüksek dirence sahip olmalı, restorasyon ve diş aralığına gelen streslere karşı simanın kırılma dayanıklılığı iyi olmalıdır. Ayrıca manipülasyonu kolay ve biyo-uyumlu olmalıdır.[1]

Restoratif diş hekimliği yeni klinik uygulamalar ve yeni malzemeler ile sürekli bir değişim içerisindedir. Piyasada çok çeşitli ve farklı özelliklerde dental siman

*Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Ted.A.D
** Serbest Dişhekimi

kullanıma sunulmuştur; ancak bütün uygulamalar için güvenle kullanılabilecek klinik olarak ideal bir dental siman henüz geliştirilememiştir.

Bu derleme çalışmasında, kullanıma sunulan dental simanların avantaj ve dezavantajları tartışılmış ve hekime klinik pratiğinde kullanabileceği bilgiler verilmeye çalışılmıştır.

A)Fosfat Siman

Çinko Fosfat Simanlar

Çinko fosfat siman doksan yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır. %10 magnezyum içeren çinko oksit tozundan ve %45- 64 arasında H_3PO_4 ve %30- 55 su içeren fosforik asit ve ayrıca %2-3 alüminyum ve %0-9 çinko likidinden oluşur. Çinko, toz ve likit arasındaki reaksiyonu ayarlar ve uygun çalışma zamanı sağlar. Dayanıklılık, doğru toz/likit oranına bağlıdır. Tavsiye edilen toz/likit oranı 2.5g/3.5ml'dir.[1] Karışım tamamlandıktan sonra hızla viskozitesi azalmaktadır. Oda sıcaklığında birçok markada çalışma süresi 3-6 dakika, sertleşme zamanı 5-14 dakikadır. Çalışma zamanını uzatmak, sertleşme zamanını kısaltmak için soğuk bir siman camı kullanılması tavsiye edilir.[3]

Çinko fosfat simanın pH'sı 1-2 saat sonra nötre yakın olsa da likidi düşük pH' lıdır ve bu özelliği çinko fosfat simana ilk kendinden asitli (self-etch) siman ünvanını kazandırmıştır. Ancak düşük pH'dan dolayı dentin yüzeyi demineralize olup kollagen fibriller açığa çıksa da hibrid tabaka oluşmaz.[4] Toz/likit oranında ki azalma, asidin pulpa üzerindeki zararlı etkisini arttırabilir. Likit oranı fazla olursa pH'nın uzun süre asidik kalmasına neden olur ve pulpaya zarar verebilir. Ayrıca yapısı pöröz olup, mekanik dayanıklılığı azalır ve eriyebilirliliği artar. Bazı kaynaklarda yapıştırma öncesi dişi asit irritasyonundan korumak için kopal verniği ile izole edilmesi önerilir.[5,6]

Asit iyonizasyonun kontrolü için su önemlidir. Kapağı uzun süre açık kalan ürünlerde likit içerisindeki su buharlaşacağı için kullanılmamalıdır. Çinko fosfat simanlar yüzeylere kimyasal değil mekanik bağlanmayla tutunur. Bu yüzden bu simanla yapıştırılacak olan sabit restorasyonlarda prepare edilen dişin boyu, yüzeyi, preparasyon açısı çok önem taşımaktadır.[1] Seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonunda adeziv olmayan simanların kullanılması için preparasyonun tutuculuğunun iyi olması ve restorasyonların kendi içerisinde dayanıklılığa sahip olması gerekir.[7]

Çok uzun zamandan beri diş hekimliği pratiğinde başarıyla kullanılıyor olması bu simanın karşılaştırmalı çalışmalarda 'altın standart' olarak kullanılmasına neden olmuştur. Çinko fosfat siman hakkında diğer bütün simanlardan daha çok kanıta dayalı çalışma yapılmıştır ve diğer bütün simanlardan daha çok kanıtlanmış başarıya sahiptir.[2] Ancak ağız içinde çözünürlülüğünün göreceli fazla olması, adezyon eksikliği, pulpal irritasyon, antibakteriyel özelliğinin olmaması gibi dezavantajlara sahiptir.[1]

Siliko Fosfat Simanlar

Çinko fosfat ve silikat simanın kombinasyonudur. %10 çinko oksit, %20 silikat cam, %12-25 florid tozu ve %45 su ve %2-5 alüminyum ve çinko tozu içeren ortofosforik asit likidinden oluşur.

Çinko fosfat simana göre silika fosfat siman daha dayanıklıdır, abrazyonlara karşı daha dirençlidir. Florit salınımı gerçekleşir, şeffaftır, düşük çözünürlük ve daha iyi bir bağlanma özelliğine sahiptir. Ancak asit oranı çinko fosfat simana göre daha fazladır ve daha uzun süre pulpa hassasiyeti görülebilir. Bu yüzden pulpal koruma şarttır. Uygulaması çinko fosfat simandan daha kritiktir.[1]

B)Fenolat Simanlar

Fenolat simanın temelde 3 tipi vardır;

1. Çinko oksit ojenol
2. Güçlendirilmiş çinko oksit ojenol
3. Orto-EBA simanlar

Çinko Oksit Ojenol Siman

Kuron ve sabit restorasyonların geçici simantasyonunda, derin kavitelerde kavite astar maddesi olarak kullanılır. Çinko oksit tozu ve ojenol likidinden oluşur. Toz/likit oranı 3/1 veya 4/1'dir. %1 çinko, silika, asetik asit tozu içerir. Su sertleşme reaksiyonunu hızlandırır. Çinko oksit ve öjenol arasındaki kimyasal reaksiyonda su reaksiyonun gerçekleşmesi için şarttır. Çinko oksit ojenol patı, ojenolün su ile yer değiştirmesine dayanır. Reaksiyonun hızlanması için çinko asetat ilave edilir.[8]

Çalışma zamanı uzundur. Ağız içerisinde hızla bozulur, derin kavitelerde pulpal iyileşmeyi stimüle eder, analjezik ve antiseptik etkisi vardır. Dentin

kanallarını iyi bir tıkama kapasitesine sahiptir. Sızıntı az olduğundan bakterilerin pulpaya geçişini azaltır ve pulpal iyileşmeyi kolaylaştırır. Ancak dokularla direkt temas ederse irritandır. Düşük dayanıklılık ve abrazyona karşı düşük direnç, ağız içi sıvısında çözünme ve parçalanma gibi dezavantajları vardır.[1,8]

Güçlendirilmiş Çinko Oksit Ojenol Siman

Çinko oksit tozuna ek olarak doğal veya sentetik reçineler (polimetakrilat, cam reçineler) ve hızlandırıcılar bulunur. İçerdikleri reçineden dolayı çözünürlükleri çinko oksit ojenol simanlara göre daha azdır.[1]

EBA (orto etoksibenzoik asit)

Genelde partikül büyüklüğü ne kadar küçük ise simanların dayanıklılığı o kadar artar. Partikül büyüklüğünün dayanıklılık üzerine etkisi orto etoksi benzoik asit (EBA) içeren türünde diğer çinko oksit ojenol maddelerine göre çok daha fazladır. Çinko oksit ojenol simanlarla benzer biyolojik özelliklere sahiptirler. Kolay karışma, uzun çalışma süresi, düşük pulpal irritasyon gibi avantajlara sahiptir.[1]

C) Polikarboksilat Simanlar

Çinko Polikarboksilat

Çinko oksit ve magnezyum oksit tozunun hızlı bir şekilde poliakrilik asitle asit-baz reaksiyonu sonucunda elde edilir. Çinko fosfat simana göre daha düşük baskı dayanımına (55-85 MPa) ve daha yüksek gerilme dayanımına sahiptir. Hidrofiliktir ve nemli dentin yüzeyine uygulanabilir. Sertleştikten sonra plastik deformasyonu çinko fosfata göre daha yüksektir. Bu yüzden yüksek çiğneme stresinin oluştuğu yerlerde ve uzun sabit restorasyonların simantasyonu için çok uygun değildir.[1,8]

Klinik uygulamadaki en önemli başarısı pulpaya uyumunun çok iyi olmasıdır.[3] Hassas dişlerde, kısa sabit restorasyonlarda, düşük strese maruz kalan alanlarda ve metal destekli porselen restorasyonların simantasyonunda, ortodontik bandların bağlanmasında, kavite astar, kaide materyali ve geçici restoratif materyal olarak kullanılır.[2] Poliakrilik asit zayıf bir asit olup, molekülleri büyük olduğundan dentin kanallarına girip yayılamaz, dolayısıyla pulpaya diğer asitler gibi büyük bir zararı olmaz.[9]

Sertleşme zamanı toz/likit oranından etkilenir. Simantasyon sırasında restorasyonun iç yüzeyi ve diş yüzeyi temiz ve tükürükten arındırılmış olmalıdır. Simantasyon için tavsiye edilen oran ağırlık olarak 1,5 /1'dir. Dayanıklılığın arttırılması ağırlık olarak toz/likit oranının 2/1'e kadar arttırmakla sağlanabilir. Oda sıcaklığında çalışma zamanı 2,5-3,5 dakika ve sertleşme zamanı 6-9 dakikadır. Sertleşirken lastiğe benzer bir kıvam almaktadır. Bu sırada kenarlardan taşan siman artıkları uzaklaştırılmamalıdır.[1] Alumina ve kalaylı florid katkı maddeleri ekleyerek dayanıklılık arttırılabilir. Çözünürlüğü çinko fosfat simandan daha düşüktür.[10] Bu simanın temel avantajları, çinko fosfat simana göre düşük irritasyon, diş yüzeyine ve alaşımlara bağlanması, kolay manipülasyon, dayanıklılık, çözünürlük ve ince film tabakası oluşturmasıdır. Düşük sıkışma dayanıklılığı ve yüksek viskoelastisite, kısa çalışma süresi ve adezyonun sağlanması için yüzeylerin temiz olması gibi dezavantajları vardır.[1]

D) Cam İyonomer Simanlar (CİS)

Bu siman silikat ve polikarboksilat simanların neslinden gelmektedir. Siman olarak 1970 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Diş yüzeylerine iyonik bağlanma gösterir. En büyük avantajı hidrofilik yüzeylere absorbe olabilmesidir. Böylece restorasyon ve diş arasındaki aralık tamamen kapatılabilir.

Polikarboksilat ve çinko fosfat simandan daha yüksek baskı dayanımına sahiptir (90-230 MPa).[3] Ancak uygulama sırasında erken su ve tükürükle kontaminasyonu sonucu mekanik özelliklerinin önemli ölçüde azaldığı görülmüştür. Restorasyonun marjinal uyumu zayıfsa su emme ve bozulması sonucunda restorasyon yerinden hareket edebilir.[11]

Cam iyonomer simanlar, çinko fosfat simanların uygulama endikasyonlarıyla hemen hemen aynıdır.[3] Metal alaşımların, porselen restorasyonların ve ortodontik bandların simantasyonunda, kavite astar, kaide maddesi ve restoratif materyal olarak kullanılır. Asit-baz reaksiyonu toz-likit karışımından oluşur. Silisyum oksit, aluminyum oksit, kalsiyum florür, aluminyum florür ve cam tozları (alüminyofosfosilikat) gibi tozlar ve poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit veya sadece distile su gibi likit içerebilir. Likit bölümünde sadece su içerenlerde poliakrilik asit yerine polimaleik asit bulunur.[9] En uygun simantasyonun sağlanması için toz/likit oranı 1,3/1 korunmalıdır. Restorasyonun iç yüzeyi ve diş yüzeyi temiz ve tükürükten arındırılmış olmalıdır.[1]

Cam iyonomer simanlar mine ve dentin gibi kalsifiye dokulara kimyasal olarak bağlanır. Ayrıca paslanmaz çeliğe, altına, platine, amalgam ve kompozite de yapışabilir. Biyolojik uyumları iyidir. Pulpa tarafından iyi tolere edilir.[10] Dişetine iyi uyum gösterir. Florür içerdikleri için antikaryojenik özelliğe sahiptir. Cam iyonomer simanın bu özelliği florür salınımından ve depolanmasından kaynaklanır. Florür minedeki hidroksilapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirerek çürüğe karşı son derece dayanıklı olan florürapatiti meydana getirir. Florür ayrıca plak metabolizmasında görevli enzimleri inhibe eder. Minenin cam iyonomer simandan kazandığı florür, restorasyon düşse de 6 ay devam eder.[9] Cam iyonomer simanlar neme karşı hassastır, nem kontaminasyonunda maddenin sertliği azalır ve çözünmesi artar. Aşırı kuruluğa karşı duyarlıdır. Aşırı kurulukta çatlak ve yarıklar oluşur, renklenmeler ve kenar sızıntısı başlar. Abrazyona, çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları azdır. Estetik görünümü ve renk stabilitesi iyi değildir.[9]

Geleneksel cam iyonomer simanların formülasyonları değiştirilerek yapısında farklı miktarlarda reçine monomeri içeren hibrid materyaller geliştirilmiştir. Eğer materyal ışığa gerek duymadan asit-baz reaksiyonu ile düzgün şekilde sertleşebiliyor ise reçine modifiye cam iyonomer siman olarak adlandırılır. Ancak materyalin sertleşme reaksiyonu esas olarak ışık ile yönlendiriliyor ise poliasit-modifiye reçine kompozit (kompomer) adını alır ve artık cam iyonomer siman sınıflamasından çıkar.[2]

E) Reçine Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Hibrid İyonomer)

Geleneksel cam iyonomer simanlardan daha gelişmiş materyallerdir. Baskı ve gerilme dayanımı çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simandan daha yüksektir. Mine ve dentine adezyonları, florür salınımı cam iyonomer simanla aynıdır. Kompozit reçinelere de bağlanabilir. En büyük avantajı ışıkla ve kimyasal olarak (dual-cure) polimerize olması dolayısıyla manipülasyon kolaylığı ve flor salınımıdır. Bağlantı için yüzey işlemlerine gerek duyulmaz. Düşük film kalınlığına sahiptir. İçeriği esas olarak %80 cam iyonomer siman, %20 reçinedir. Likidi ışıkla polimerize olan HEMA (hidroksi etil metakrilat), metakrilat grupları, tartarik ve poliakrilik asit ve %8 sudur. Tozu ise floroalüminosilikat, cam tozlarıdır. [9]

Işıkla polimerize olan reçine modifiye cam iyonomer simanlarda asit-baz reaksiyonuna ilave olarak ikinci bir sertleşme işlemi olan ışıkla polimerizasyon ilave edilmiştir. Işıkla polimerizasyon sonucunda bir matris oluşur ve bu matrise asit-baz reaksiyonu devam eder, materyalin daha iyi sertleşmesini ve direncinin daha yüksek olmasını sağlar.[9] Reçine modifiye cam iyonomer simanlar klasik cam iyonomer simanlar gibi florür rezervuarıdır ve biyolojik uyumu iyidir.[10,11] Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi estetik uyum gösterir. Basınca karşı dirençleri, geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı olmasına karşın, gerilme dirençleri geleneksel cam iyonomer simanların iki katıdır. Aşınmaya karşı dirençleri geleneksel olanlara göre daha iyidir. Geleneksel cam iyonomer simanlar gibi diş yapılarına kimyasal bağlanır. Fiziksel özellikleri flor salınımı ile değişmez. Ağız ortamında geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha az çözünür. Manipülasyonları kolaydır ve çalışma süreleri uzundur. Ancak polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntı ve dolayısıyla postoperatif hassasiyet ve renklenme görülebilir.[10,11]

Reçine modifiye cam iyonomer simanlar diş hekimliği pratiğinde çok geniş kullanım alanı bulsa da dezavantajlara sahiptir. Herhangi bir yüzey işlemine gerek duymadan diş dokusuna tutunabilir. Ancak her defasında mine ve dentine yeterli bağlantı göstermeyebilir. Polialkenoik asit gibi zayıf asitler ile yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımını artırdığı gösterilmiştir.[12,13] Asit ile yüzey işlemi uygulanması smear tabakasını kaldırıp mikro-porozite oluşturarak bağlanma kuvvetini artırır. Cam iyonomerler yapısında göreceli olarak yüksek molekül ağırlıklı, asidik, polikarboksil temelli polimerler kullanarak düşük pH'ları ile diş yapısını pürüzlendirir (self etch).[14]

Cam iyonomer simanlar yapılarında kalsiyum, fosfor, silikon gibi elementler içerir ve aktif yüzeyli camlarla kimyasal bağlar oluşturabilir. Bioaktif (BioGlass veya BAG-Bio Active Glass) camlar ile kombine edilmiş cam iyonomerlerin yüzeyi aktif ve bağ yapmaya hazırdır. BioGlass ve cam seramiğin biyoaktif doğası siman yüzeyinde kemik benzeri apatit tabaka oluşmasına neden olur. Bu apatit tabakası yapılan bir çalışmaya göre yaralı dentin tabakasını remineralize edebilmektedir.[15] BioGlass içeren cam iyonomer

simanlar tükürük ile temas ettiklerinde dentin yüzeyine kalsiyum fosfat çöker. Bu özelliği geliştirilerek yakın zamanda dentin hassasiyetinin tedavisinde ve derin kavitelerde kaide materyali olarak kullanılabileceği düşünülmektedir.[16]

Cam iyonomer simanlara klorheksidin eklenerek simana antimikrobiyal özellikler kazandırılmak istenmiştir. Ancak klorheksidin cam iyonomer simanın mekanik özelliklerinde büyük değişikliklere neden olmuş çalışma ve sertleşme zamanını uzatmış, baskı dayanımını olumsuz etkilemiştir.[17]

Diğer bir dezavantajı hidrofilik polyHEMA yapısı içermesidir. İlk başta su emmesi polimerizasyon büzülmesini kompanse ediyormuş gibi görünsede devamlı su emme zararlı etkiler doğurur. Bu yüzden tam seramik feldspatik tip restorasyonlarda kullanımı kontrendikedir. [3] Birçok farklı restorasyonların simantasyonunda kullanılabilir. Ancak vital olmayan dişlere uygulanan post simantasyonunda genişlemeden dolayı diş köklerinde kırık riskini arttırdığı gözlenmiştir. [9] Kavite astar maddesi, kaide materyali, restorasyonların daimi simantasyonunda, kor ve ortodontik bandların yapıştırılmasında kullanılır.[1]

F) Polimer Esaslı Simanlar

Akrilik Reçine Simanlar

Tozu, reaksiyon başlatıcı olarak benzoil peroksit içeren metil metakrilat polimeri ya da kopolimeridir. Likidi ise reaksiyon hızlandırıcı olarak amin içeren metil metakrilat monomeridir. Çalışma süresi kısa olduğu için karışım derhal kullanılmalıdır. Uygulama sonrasında artık maddeler, materyal tamamen sertleştikten sonra uzaklaştırılmalıdır. Lastik kıvamındayken fazlalıklar alınmamalıdır aksi taktirde marjinal uyum bozulur. Diğer simanlara göre daha güçlüdür ve daha az çözünür.[8] Fakat düşük rijidite ve viskoelastik özelliklere de sahiptir. Nemden dolayı diş yüzeyine etkili bir bağlanma sağlanamaz ve bu nedenle marjinal sızıntı oluşur. Pulpal reaksiyon oluşabilme ihtimaline karşı pulpal koruma gerekebilir.[8]

Adeziv Reçine Simanlar

Metilmetakrilat monomerlerine 4- metiloksi etil trimetil anhidrid (4- META) ve MDP(10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphate) ilave edilmiştir. Hem restorasyona hem dişe bağlanabilir. Metal, metal-seramik, tam seramik restorasyonlar, inley, onley, laminat veneer restorasyonlar, postlar bu simanlarla dişe bağlanabilirler. Fiziksel özellikleri akrilik reçine simanlara benzer. Yük altında deformasyona karşı yüksek dayanıklılığa sahiptir. Uygulanması teknik hassasiyet gerektirmektedir.[1] Adeziv reçine simanların başarısı, restorasyona ve dişe bağlanmayı sağlayan mekanizmaların doğru anlaşılması ve uygun tekniğin kullanılması ile mümkün olabilmektedir.

Piyasada mevcut dental adeziv reçine simanlardan sadece iki tanesi haricinde (Unicem,3M ESPE ve BisCem, Bisco) bütün reçine simanlar yapışacağı yüzeye bir bonding ajan yardımı ile bağlanırlar.[2] Kullanılan bonding ajanın takip ettiği sisteme göre uygulama öncesi diş yüzeyine bir takım yüzey işlemleri yapılır. Bu yapılan yüzey işlemlerine göre bonding sistemler üç, iki veya tek aşamalı gibi isimler almaktadır. Üç aşamalı sistemlerde asit primer ve bonding ayrı ayrı kutulardadır ve tek tek diş yüzeyine uygulandıktan sonra polimerize edilir. İki aşamalı sistemlerde asitleme düşük pH'a sahip primer tarafından yapıldığından ayrıca asitleme işlemine gerek duyulmaz. Primer uygulanması sonrası bonding sürülerek ışık ile polimerize edilir.[18-22] Asitleme sonrası primer+bonding bir arada olduğu ikili sistemler de vardır.[9] Tek aşamalı sistemlerde asit, primer ve bonding tek bir şişede birleştirilmiştir. Karışım diş yüzeyine sürülerek polimerize edilir. Simantasyon sırasında bonding, diş ve reçine siman arasında asit-baz reaksiyonu sonucunda güçlü bağlar oluşur. Bonding ajanlar hidrofiliktir ve hidrofilik doğalarından dolayı bağlantının başarısını engelleyebildiği bildirilmiştir. Daha kuvvetli bir bağlantı için üç veya iki aşamalı sistemlerin kullanılması önerilmektedir.[18-22]

Adeziv reçine simanlar kimyasal olarak, ışık ile veya hem ışık hem kimyasal olarak (dual-cure) polimerize olabilmektedir. Işıkla polimerize olan reçine simanların çalışma zamanlarının uzun olması, renk stabilizasyonlarının iyi olması gibi avantajları vardır. Ancak bu reçinelerin kullanımı ışık kaynağının kolaylıkla ulaşabileceği ince tam seramik restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır.[23]

Dual polimerize reçineler ışık gücünün reçineye tamamen ulaşmasının mümkün olamayacağı kalın restorasyonların simantasyonunda veya restorasyon materyalinin opak olması nedeniyle ışığın geçmesine izin vermeyeceği durumlarda kullanılır. Böyle durumlarda ışık kaynağından gelen ışıkla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır. Ancak dual polimerize reçinelerin

polimerizasyon kimyasının diğerlerinden daha karmaşık olması uygulanma tekniğini daha hassas hale getirmektedir. Dual polimerize reçinelerde, ışıkla polimerizasyon reaksiyonu, kimyasal polimerizasyona oranla çok hızlı gerçekleşir. Eğer siman karıştırma sonrası hemen ışıkla polimerize edilirse simanın viskozitesi hızla yükselir ve kimyasal polimerizasyon reaksiyonunu sağlayan peroksit-amin sistemi yoğunluk arttığından birbirini bulamaz ve devre dışı kalır. Bu nedenle klinik olarak mümkün en son evrede ışık kaynağının kullanılması gerektiği önerilir.[24,25]

Reçine simanların başarısını çok yakından ilgilendiren diğer bir konu saklanma koşullarıdır. Saklanma koşullarına uyulmaması simantasyonda kullanılan kimyasalların yapısının bozulmasına ve bağlantının başarısızlığı ile sonuçlanmaktadır.[2]

Simanların Biyolojik, Mekanik ve Estetik Özellikleri

Bahsi geçen simantasyon materyalleri diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Kullanılacak simanın mekanik ve kimyasal özelliklerinin, fiziksel davranışlarının bilinmesi hekimin klinik başarısını yakından ilgilendirir. Hangi durumlarda hangi simanın kullanılması gerektiği, özelliklerinin bilinmesiyle gerçekleşir.

Pulpal irritasyon mevcutsa çinko fosfat ve cam iyonomer simanlardan çok, polikarboksilat ya da güçlendirilmiş çinko oksit ojenol simanlar tercih edilmelidir.[8] Bu simanların sertleşme aşamasında pH'ları daha yüksektir ve bu simanlarla simante edilen restorasyonlarda daha düşük bakteriyel mikrosızıntı görülür.[11] Restorasyon kenarlarından gelişen mikrosızıntı pulpal cevap gelişmesine ve restorasyonun ömrünün kısalmasına neden olur. Restorasyon mikrosızıntıya karşı dirençli bir simanla yapıştırılmalıdır.[8] Adeziv reçine sistemlerin in-vivo ve in-vitro çalışmalarda mikrosızıntıyı azalttıkları görülmüştür.[26-33]

Dentin kalınlığı ince bırakılırsa simantasyon sonrasında hassasiyet gelişebilir. Eğer hekim pratikte sıklıkla simantasyon sonrası hassasiyetle karşılaşıyorsa simantasyon tekniklerini değerlendirmeli ve prepare edilmiş dentin yüzeyi aşırı kurutulmamalıdır.[8] Reçine simantasyondan sonra gelişen hassasiyet muhtemelen tamamlanmamış polimerizasyon kaynaklıdır.[10,34] Sadece ışıkla polimerize olan reçine simanlarda restorasyon kalınlığından dolayı özellikle inley restorasyonlarda polimerizasyon tam gerçekleşmeyebilir. Bu nedenle kimyasal polimerize ya da dual polimerize olan ürünler tercih edilmelidir. Nadiren de olsa reçine simanlara karşı dental personelde ya da hasta da alerji gelişebilir.[35-39]

Döküm restorasyonun başarısızlığının en önemli belirtisi çürük gelişimidir. Siman, diş ve restorasyon arasında aktif çürük oluşumunu engellemelidir.[8] Cam iyonomer siman flor salınımından dolayı çürük gelişimini engelleyebilir.[40] Bu simanların kısa sürede tükürük içerisinde flor yoğunluğunu arttırdığı ve çürüğe neden olan organizmaları modifiye ettikleri gözlenmiştir.[41] İdeal bir siman antimikrobiyal özellikte olmalıdır. Prepare diş üzerinde ki kariyojenik bakterilerin ve restorasyon marjininde biriken plak içerisindeki bakterilerin etkilerini azaltmalıdır.[8]

Restorasyon ömrünün uzun olması açısından simanlar fonksiyonel kuvvetlere karşı direnç gösterecek şekilde mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Bu özellikler dayanıklılık, çözünürlük, gerilme, bağlanma dayanımı gibi in vitro şartlarda ölçülebilen özelliklerdir. Böylece materyalin nitelikleri ve klinik performansa etkileri ölçülebilir. Aşağıda farklı simanların karşılaştırmalı özellikleri verilmektedir.

Araştırmacılar simanların özelliklerini geliştirmek için bileşimlerinde bazı değişiklikler yapmıştır. Örneğin çinko fosfat simana fitik asit eklenmiş, cam iyonomer simanlarda aminoasit monomerleri yerine N-akrilol (acryloyl) eklenmiş ve reçinelerde reçine fiber kullanılmıştır.[42,43] Bu değişikliklerin etkilerini görmek için yapılan çalışmalarda, çalışma özellikleri geliştirilse de, dayanıklılıklarının azaldığı durumlar gözlenmiştir.[44] Bazı simanlar sıcaklık değişimlerinden etkilenmektedir. Bu klinik açıdan önemli olabilir çünkü genellikle laboratuvar testleri 25ºC oda sıcaklığında yapılırken, ağız içerisinde 37ºC' de fonksiyon görürler.[8] Toz/likit oranındaki değişiklikler fiziksel özellikleri etkilemektedir. Örneğin toz/likit oranının %30 azaltılması çoklu restorasyonların simantasyonunu kolaylaştırtığı ancak sıkışma dayanımını %26 azaltttığı rapor edilmiştir.[45]

Simanlar ağız içi sıvısında çözünmelere karşı dirençli olmalıdır. Çinko fosfat gibi simanlar, ağız içerisinde yüksek çözünürlüğe sahiptir. Toz/likit oranında yapılan değişiklikler çözünürlük üzerinde dramatik etkilere neden olmuştur.[46] Polikarboksilat simanda toz/likit oranında yapılan değişiklikler laboratuvar testlerinde iyi sonuçlar verse de klinik uygulamalarda düşük sonuçlar elde edilmiştir.[46,47]

Tablo 1: Simanların mekanik özellikleri.[8]

Özellik	İdeal materyal	Çinko fosfat	Polikarboksilat	Cam iyonomer	Reçine iyonomer	Adeziv reçine
Film kalınlığı(µm)	Düşük	<25	<25	<25	<25	<25
Çalışma zamanı (dak)	Uzun	1.5-5	1.75-2.5	2-3.5	2-4	0.5-5
Sertleşme zamanı (dak)	Kısa	5-14	6-9	6-9	2	1-15
Sıkışma dayanımı(Mpa)	Yüksek	62-101	67-91	122-162	40-141	179-255
Elastik modülü(Gpa)	Dentin: 13.7 Mine:84-130	13.2	--	11.2	--	4.5-9.8
Pulpa irritasyonu	Düşük	Orta	Düşük	Yüksek	Yüksek	Yüksek
Çözünürlük	Çok düşük	Yüksek	Yüksek	Düşük	Çok düşük	Çok düşük
Mikro sızıntı	Çok düşük	Yüksek	Yüksek	Düşük	Çok düşük	Çok düşük
Artıkların uzaklaştırılması	Kolay	Kolay	Orta	Orta	Orta	Zor
Retansiyon	Yüksek	Orta	Orta-düşük	Orta yüksek	Orta yüksek	Yüksek

Bazı simanlar özellikle de cam iyonomer simanlar uygulamanın erken evresinde nemden oldukça etkilenir ve bozulur.[48-50] Reçine modifiye cam iyonomer simanlar neme karşı daha az hassastır.[51] Reçine simanlar, özellikle üretan esaslı materyaller su emilimine karşı duyarlıdır. Daha az dolduruculu materyal içeren daha fazla emilim gösterir. Dolgu maddesi içermeyen materyaller ve reçine modifiye cam iyonomer gibi simanlar en fazla su emilimi gösteren simanlardır. Su emilimi reçine simanların mekanik özelliklerini olumsuz etkiler. Reçine simanın yumuşamasına özellikle siman kalınlığının fazla olduğu alanlarda desteksiz kalan porselenin kırılmasına neden olabilir.[52,53] Su emilimi nedeniyle meydana gelen genleşmenin polimerizasyon büzülmesine karşı pozitif etki de yapabileceği düşünülmektedir.[54] Ancak literatürde uygulama sırasında nemden koruma amacıyla rubberdam kullanılması tavsiye edilmektedir.[2,8]

Geleneksel simanların retansiyon başarısı büyük oranda prepare edilen destek dişin geometrik formuna bağlıdır. Pratikte ideal aksiyal duvarları sağlamak güçtür.[55] Bu da retansiyonu ve dolayısıyla sabit protezin başarısını etkileyecektir. Bu nedenle adeziv reçine simanlar son zamanlarda sabit protez tedavilerinde geniş yer kaplamaktadır. Adeziv reçine simanlar diğer geleneksel simanlarla karşılaştırıldığında retansiyonu oldukça arttırdığı gözlenmiştir.[56] Laboratuvarda yapılan yorgunluk testlerinde cam iyonomer ve kompozit reçine simanlar çinko fosfat simanlara göre daha iyi sonuçlar vermiştir.[57] Laboratuvar çalışmalarında adeziv reçine simanların post ve core restorasyonların simantasyonlarında oldukça etkili retansiyon sağladıkları görülmüştür. Ancak farklı ürünler farklı retansiyon değerlerine sahiptir. Farklı metallerin farklı adeziv reçine- metal bağlantısına sahip olduğu, kıymetli metallerle daha güçlü bağlantılar bildirilmiştir.[58] Bu nedenle reçine ile simantasyon yapılacak olan metal restorasyonlarda hangi metalin seçileceği önem kazanmaktadır. Bunun yanında literatürde benzer bağlantı değerlerinin alındığı farklı adeziv sistemlerine sahip reçine simanların kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalarda adeziv sistemlerin bağlantıda etkin rol oynamadığı bağlantının esas olarak sürtünme kuvvetiyle sağlandığı bildirilmiştir.[59,60]

Reçine esaslı simanlar seramik restorasyonların simantasyonunda diğer simanlardan çok daha iyi bir retansiyon ve dayanıklılık sağlar. Diğer simanlardaki adezyon eksikliği ve yüksek çözünürlük sorunlarını gidermiştir.[61] Tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında adeziv reçine sistemlere alternatif olarak reçine modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiş ancak yapılan çalışmalarda seramik restorasyonlarda kırılmalar meydana gelmiştir.[62] Bunun nedeni reçine modifiye cam iyonomer siman içerisindeki hidrofilik polyHEMA yapısından kaynaklanmaktadır. [3] Bununla beraber bazı üretici firmalar (Densply/Caulk, Milford) reçine modifiye cam iyonomer simanın tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmasını önermezken, uzun dönemde elde edilen klinik verilere göre tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında reçine modifiye cam iyonomer simanların kullanılabilirliği bildirilmiştir.[8] Reçine simanların tam seramik restorasyonların kırılma dirençlerini arttırdığı klinik verilerle desteklenmiştir.[63,64]

Cam iyonomer ve reçine simanlar sertleşme sırasında büzülme gösterir. Bu da materyalde istenmeyen streslere sebep olur. Siman ve dentin aralığında 1.6-7.1 µm kadar aralık oluşmasına neden

olur. Bu büzülme stresi su emilimi sonucu genişleme ile kompanse edilebilir.[65] Kimyasal polimerize olan reçine simanlarda polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan stresler, ışıkla polimerize olanlara göre daha azdır. Oluşan stresler simanın adeziv veya koheziv dayanımından daha fazlaysa başarısızlık artacaktır. Seramik ve kompozit inley restorasyonlarda siman aralığının artmasıyla, aşınma arasında bağlantı vardır. CAD-CAM inleylerle yapılan çalışmada simantasyondan 4 yıl sonra önemli bir siman aşınması bulunmamıştır.[66] Reçine simanların polimerizasyon yöntemi (Dual-cure ya da kimyasal) aşınma direncini etkilememektedir. Reçine modifiye cam iyonomer simanların, reçine simanlara göre daha fazla aşındıkları rapor edilmiştir.[67]

Simanların estetik üzerine etkileri özellikle anterior dişlerde translusent seramik restorasyonların kullanımının artması ile önem kazanmıştır. Reçine simanların gelişmesi ile anterior dişlerdeki estetik kaygılar azaltılmıştır.[8] Tam seramik restorasyonların simantasyonunda çoğunlukla dual-cure veya ışıkla sertleşen reçine simanlar kullanılır. Dual-cure simanlar polimerizasyon için amin hızlandırıcılara ihtiyaç duyar. Amin hızlandırıcılar simanların zamanla renk değiştirmesine yol açabilir.[68] Bu yüzden birçok hekim porselen veneerlerin ve diğer estetik restorasyonların simantasyonlarında ışıkla polimerize olan reçine simanları, uzun dönem renk stabiliteleri daha iyi olduğu için tercih etmektedir.[8] Beş farklı dual- cure reçine simanın renk stabilitesinin karşılaştırıldığı bir çalışmada (Kerr Porcelite, Jelenko PVS Sistem, Vivadent Heliolink, Mirage FLC, Denmat Ultrabond) en başarılı Heliolink'in, en başarısız Porcelite'in olduğu rapor edilmiştir.[69]

İdeal bir siman, tekrarlayan çürüğün ayırt edilebilmesi için dentinden daha radyoopak olmalıdır.[70] Taşkın simanların radyografta görülebilmesi radyolusent simanlarla imkansızdır. Özellikle radyolusent simanlar seramik inleylerde kullanılmamalıdır. Mümkün olduğunca radyoopak simanlar seçilmelidir. Bu nedenden dolayı seramik inleylerin simantasyonunda radyoopasiteyi arttıran düşük sitotoksik özellikte trifenil bismut katkı maddesini içeren simanlar tercih edilmelidir.[71]

Simanların film kalınlığı restorasyonun uzun dönem başarısını oldukça etkilemektedir. Klinisyenler seçilen simanın direkt film kalınlığını etkilediğini bilmelidir. Farklı simanlar, farklı restorasyonun optimal yerleşmesi için farklı siman aralığına gereksinim duyar. Simanın karıştırılma tekniği ve viskozitesi klinik açıdan önemlidir. Viskozite ve film kalınlığı sıcaklık ve toz/likit oranı gibi manipülatif değişikliklerden etkilenmektedir. Örneğin soğuk karıştırma cam iyonomer simanların film kalınlığını azaltırken, çalışma zamanını arttırır.[72] Tersine dual-cure reçine simanlar düşük sıcaklıkta karıştırılınca daha kalın film kalınlığı oluşturur.[73]

Ojenol içerikli geçici simanların içerisindeki ojenol, reçine simanların polimerizasyonunu inhibe ettiğinden dolayı simantasyon için önemlidir. Çalışmalarda ojenol içeren ve de ojenol içermeyen geçici siman artıklarının reçine simanların gerilme bağlanma dayanımını azalttığı, geçici siman tamamen uzaklaştırıldığında adezyonun maksimum olduğu görülmüştür. Al_2O_3 kumlama ile çinko oksit ojenolün etkin bir şekilde uzaklaştırıldığı gözlenmiştir.[74] Siman artıkları dönen aletle temizlendikten sonra %37 fosforik asit uygulaması öjenolün uzaklaştırılmasında etkilidir.[75] Ancak yapılan bir çalışmada çinko oksit ojenol simana maruz kalan çinko fosfat, reçine modifiye cam iyonomer ve kompozit reçine simanla yapıştırılan döküm kuron restorasyonların simantasyonunu etkilemediği görülmüştür.[76] Yine başka bir çalışmada ojenol içeren ya da içermeyen geçici simanın ekskavatör yardımıyla ya da kumlama yapılarak restorasyon içerisinden uzaklaştırılmasının, reçine simanlarla (Variolink, Panavia F2) final simantasyonunda bağlanma dayanımlarına herhangi negatif etkisi görülmemiştir.[77] Geçici restorasyonların simantasyon tekniği PLV (porselen laminat veneer) restorasyonların bağlanma dayanımlarını etkilemektedir. Kullanılan dentin hassasiyet giderici ajanların da siman bağlantısını olumsuz etkilediği düşünülmektedir.[78]

Simantasyondan önce smear tabakasının uzaklaştırılması klinik başarı açısından önemli olabilir. Diş preparasyonu sırasında 1-2 µm kalınlığında smear tabakası oluşmaktadır.[79] Smear tabakası dentin geçirgenliğini azaltır ve dentin bonding ajanların bağlanmasını sınırlar. Ancak smear tabakası dentin geçirgenliğini azalttığı için preparasyondan sonra hassasiyeti de azaltır.[8] Hekim uygulayacağı restorasyon tipine göre smear tabakasını asit ile uzaklaştırıp uzaklaştırmayacağına karar vermelidir. Böylece simantasyon sonrası hassasiyet ve tutuculuk arasında bir denge sağlayabilir.

Sonuç olarak üretici firmalar dişhekimliği pratiğinde kullanılan çok sayıda ve farklı özelliklerde

simanlar geliştirip kullanıma sunmuşlardır. Her simanın üstün ve zayıf tarafları bulunmaktadır. Dişhekimi simanları tanıyıp hangi durumda, hangi simanı kullanacağına klinik tecrübesi ve bilgisi ile karar vermelidir. Tablo 2'de hangi durumda hangi simanın kullanılması gerektiği bu bilgiler ışığında özetlenmiştir.

Tablo 2:Kullanım yerlerine göre yapıştırma simanları.

Restorasyon	Endikasyon	Kontrendikasyon
Döküm kron, metal seramik kronlar	1, 2, 3, 4, 5	-
Retansiyonu az sabit restorasyonlar	1, 2, 3	4, 5
Tedavi sonrası hassasiyet gelişebilecek durumlarda	5	1, 4
Silica içerikli seramik restorasyonlar	1	2, 3, 4, 5
Alüminyum ile güçlendirilmiş seramik restorasyonlar	1(fosfat monomer içerikli), 2, 3, 5	-
Zirkonyum ile güçlendrilmiş seramik restorasyonlar	1(fosfat monomer içerikli), 2, 3, 5	-
Seramik inley, onley, restorasyonlar	1,2	3, 4, 5
Laminate veneer restorasyonlar	1	2, 3, 4, 5
Yapıştırma ajanı	Avantaj	Uyarı
1-adeziv reçine siman	Adezyon, düşük çözünürlük,restorasyonun kırılma dayanımının artması	Nem kontrolünün sağlanması
2-cam iyonomer siman	Flor salınımı	Uygulamanın erken evresinde nemden kaçınılmalı
3-reçine modifiye cam iyonomer siman	Düşük çözünürlük, flor salınımı	Silika içerikli seramik restorasyonlarda kullanımı kontrendike
4-çinko fosfat siman	Kullanım geçmişi	Geleneksel döküm restorasyonlar için
5-çinko polikarboksilat siman	Biyouyumluluk	Toz/likit oranına dikkat edilmeli

KAYNAKLAR

1. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection,3rd ed. Canada, Quintessence, 2002: p.132,35-143,46.
1. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. Dent Clin North Am. 2007;51(2):453-471
2. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1999; (81):135-141.
3. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues, 1st ed. Chicago, Quintessence,1998. p.97
4. Brannstrom M, Nyborg H. Bacterial growth and pulpal changes under inlays cemented with zinc phosphate cement and Epoxylite CBA 9080. J Prosthet Dent 1974; (31):556.
5. Brannstrom M, Nyborg H. Comparison of pulpal effect of two liners. Acta Odontol Scand 1969; (27):443–451.
6. Akyor A. Tanalp J. Operatif Dişhekimliğinde Gelişmeler Güncel Pratik Uygulamalar Cilt 1. Birinci baskı. İstanbul, Quintessence 2006. s:98
7. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current litarature. J Prosthet Dent 1998;(80): 280-301
8. Önal B, Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları, Birinci baskı, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları İzmir, 2004 p.111-14,128-29
9. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. J Prosthet Dent 1990; (63):513-521.
10. Fitzgerald M, Heys RJ, Heys DR, Charbeneau GT. An evaluation of aglass ionomer luting agent: bacterial leakage. J Am Dent Assoc 1987; (114):783-786
11. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, De Munck J, Sano H, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effects of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. Oper Dent 2004; 29(6):685–692
12. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. Four-year water degradation of a resinmodified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. Eur J Oral Sci 2004;112(1):73–83.
13. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface, J Dent 2006:615–617.
14. Yli-Urpo H, Lassila LVJ, Narhi TO, Valittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements

modified by particles of bioactive glass. Dent Mater 2005;(21):201–209.
15. Yli-Urpo H, Forsback AP, Vakiparta M, Narhi TO, Valittu PK. Release of silica, calcium, phosphorus and fluoride fromglass ionomer cement containing bioactive glass. J Biomater Appl 2004;(19):5–20.
16. Palmer G, Jonesa FH, Billingtonb RW, Pearson GJ. Chlorhexidine release from an experimental glass ionomer cement. Biomaterials 2004;25(23): 5423-5431
17. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between onebottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. Dent Mater 2001;(17):542–556.
18. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. Oper Dent 2003; (28): 747–755.
19. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified- step adhesives and chemically cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. J Adhes Dent 2003;(5):267–282.
20. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. J Dent 2002;(30):371–382.
21. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegarora LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentin. J Dent 2004;(32):55–65.
22. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. J Prosthodont 1994;(3):149–157.
23. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. J Prosthet Dent 1995;(73):515-524.
24. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent 1991;(66):187–192.
25. White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. J Endod 1995; (21):9-12.
26. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. J Prosthet Dent 1992; 67:156-61.
27. Tjan AH, Dunn JR, Grant BE. Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. J Prosthet Dent 1992;(67):11-15.
28. Milleding P. Microleakage of indirect composite inlays. An in vitro comparison with the direct technique. Acta Odontol Scand 1992; (50):295-301.
29. Blair KF, Koeppen RG, Schwartz RS, Davis RD. Microleakage associated with resin composite cemented cast glass ceramic restoration. Int J Prosthod 1993; (6):579-584.
30. Ferrari M, Dalloca L, Kugel G, Bertelli E. An evaluation of the effect of the adhesive luting on microleakage of the IPS empress crowns. Pract Periodontics Aesthet Dent 1994;(6):15-23.
31. Shortall AC, Fayyad MA, Williams JD. Marginal seal of injection-molded ceramic crowns cemented with three adhesive sistems. J Prosthet Dent 1989;(61):24-27.
32. Strygler H, Nicholls JI, Townsend JD. Microleakage at the resin-alloy interface of chemically retained composite resins for cast restorations. J Prosthet Dent1991;(65):733-739.
33. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. J Oral Rehabil 1995;(22):43-47.
34. Alanko K, Kanerva L, Jolanki R, Kannas L, Estlander T. Oral mucosal diseases investigated by patch testing with a dental screening series. Contact Dermatitis 1996;(34):263-267.
35. Jolanki R, Kanerva L, Estlander T. Occupational allergic contact dermatitis caused by epoxy diacrylate in ultraviolet-light-cured paint, and bisphenol A in dental composite resin. Contact Dermatitis 1995;(33):94-99.
36. Bruze M. Sistemically induced contact dermatitis from dental resin. Scand J Dent Res 1994;(102):376-378.
37. Bjorkner B, Niklasson B. Contact allergy to the UV absorber Tinuvin P in a dental restorative material. Am J Contact Dermat 1997; (8):6-7.
38. Dooms-Goossens A, Bruze M, Buysse L, Fregert S, Gruvberger B, Stals H. Contact allergy to allyl glycidyl ether present as an impurity in 3-glycidyloxypropyl trimethoxysilane, a fixing

additive in silicone and polyurethane resins. Contact Dermatitis 1995;(33):17-19.

39. Muzynski BL, Greener E, Jameson L, Malone WF. Fluoride release from glass ionomers used as luting agents. J Prosthet Dent 1988;(60):41-44.
40. Rezk-Lega F, Ogaard B, Rolla G. Availability of fluoride from glass ionomer luting cements in human saliva. Scand J Dent Res 1991;(99):60-63.
41. Kao EC, Culbertson BM, Xie D. Preparation of glass ionomer cement using N-acryloyl-substituted amino acid monomers-evaluation of physical properties. Dent Mater 1996;(12):44-51.
42. Gilbert JL, Ney DS, Lautenschlager EP. Self-reinforced composite poly(methyl methacrylate): static and fatigue properties. Biomaterials 1995;(16):1043-1055.
43. Bansal RK, Tewari US, Singh P, Murthy DV. Modified polyalkenoate (glass-ionomer) cement—a study. J Oral Rehabil 1995;(22):533-7.
44. Bruce WL, Stevens L. Strength properties of three zinc phosphate cements mixed to two different consistencies. Aust Dent J 1989;(34): 132-135.
45. Swartz ML, Phillips RW, Pareja C, Moore BK. In vitro degradation of cements: a comparison of three test methods. J Prosthet Dent 1989;(62): 17-23.
46. Osborne JW, Wolff MS. The effect of powder/liquid ratio on the in vivo solubility of polycarboxylate cement. J Prosthet Dent 1991; (66): 49-51.
47. Um CM, Oilo G. The effect of early water contact on glass-ionomer cements. Quintessence Int 1992;(23):209-214.
48. Curtis SR, Richards MW, Meiers JC. Early erosion of glass-ionomer cement at crown margins. Int J Prosthod 1993;6:553-7.
49. Rodrigues Garcia RC, De Goes MF, Del Bel Cury AA. Influence of protecting agents on the solubility of glass ionomers. Am J Dent 1995;(8): 294-296.
50. Cho E, Kopel H, White SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. Quintessence Int 1995;(26):351-358.
51. Braem MJ, Lambrechts P, Gladys S, Vanherle G. In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. Dent Mater 1995;(11):137-141.
52. Indrani DJ, Cook WD, Televantos F, Tyas MJ, Harcourt JK. Fracture toughness of water-aged resin composite restorative materials. Dent Mater 1995;(11):201-207.
53. Feilzer AJ, Kakaboura AI, de Gee AJ, Davidson CL. The influence of water sorption on the development of shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. Dent Mater 1995;(11):186-190.
54. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1988;(60):148-151
55. Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. J Prosthet Dent 1997;(77):116-121.
56. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. The Relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. Int J Prosthod 1996;(9):117-139.
57. Fitchie JG, Zardiackas LD, Givan DA, Anderson L, Caughman WF. Tensile fatigue of two composite cements bonding three base metal alloys to bovine enamel. Dent Mater 1993;(9):28-32.
58. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. J Endod 2005;(31):608–612.
59. Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvallo RM, Sadek FT, Tay FR, Ferrari M. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. J Endod 2006;(32):537–540.
60. Michelini FS, Belser UC, Scherrer SS, De Rijk WG. ;Tensile bond strength of gold and porcelain inlays to extracted teeth using three cements. Int J Prosthod 1995;(8):324-331.
61. Wilson AD. Resin-modified glass ionomer cements. Int J Prosthodont 1990; (3): 425-429
62. Malament KA, Grossman DG. Bonded vs non-bonded Dicor crowns. J Dent Res 1992;71:321
63. Rosenstiel SF, Gupta PK, Van der Sluys RA, Zimmerman MH. Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. Dent Mater 1993;(9):274-279.

64. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. J Dent Res 1990;(69): 36-39.
65. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD Jr, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. J Am Dent Assoc 1996;(1279:1171-1181
66. Braga RR, Condon JR, Ferracane JL. In vitro Wear simulation measurements ofcomposite versus resin-modified glass ionomer luting cements for all-ceramic restorations. J Esthet Restor Dent 2002; (14): 368-376,.
67. Brauer GM, Dulik DM, Antonucci JM, Termini DJ, Argentar H. New amine accelerators for composite restorative resins. J Dent Res 1979;(58): 1994-2000.
68. Berrong JM, Weed RM, Schwartz IS. Color stability of selected dual-cure composite resin cements. J Prosthodont 1993;(2):24-27.
69. Goshima T, Goshima Y. Optimum radiopacity of composite inlay materials and cements. Oral Surg 1991;(72):257-260.
70. Rawls HR, Marshall MV, Cardenas HL, Bhagat HR, Cabasso I. Cytotoxicity evaluation of a new radiopaque resin additive-triphenyl bismuth. Dent Mater 1992;(8):54-59.
71. Brackett WW, Vickery JM. The influence of mixing temperature and powder/ liquid ratio on the film thickness of three glass-ionomer cements. Int J Prosthodont 1994;(7):13-16.
72. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Davidson CL, DeGee AJ, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Dual cure luting composites-part II: clinically related properties. J Oral Rehabil 1994;(21):57-66.
73. Stark H. Does temporary cementing have an effect on the bond strength of definitively cemented crowns? Dtsch Zahnartzl Z 1991;(46):774-776.
74. Schwartz R, Davis R, Mayhew R. Effect of a ZOE temporary cement on the bond strength of a resin luting cement. Am J Dent 1990;(3):28-30.
75. Gregory WA, Campbell Z. Interim luting agents, composite core surface hardness and retention of interim and final restorations. Am J Dent 1990;(3):207-212
76. Abo-Hamar SE, Federlin M, Hiller KA, Friedl KH, Schmalz G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin Dental Materials 2005 ;21(9):794-803
77. F. Aykent, A. Usumez, N. Ozturk, MT. Yucel. Effect of provisional restorations on the final bond strengths of porcelain laminate veneers. Journal of Rehabilitation 2005 (32); 46-50.
78. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. J Prosthet Dent 1991; (66): 777-781.

Yazışma Adresi:
Arş.Gör.Dt.Aslıhan Köroğlu
Çukurova Üniversitesi
Dişhekimliği Fakültesi
Protetik Diş Ted.A.D Sarıçam/ADANA
Tel: 0 (322) 338 73 30
Cep: 0 (532) 732 05 46
Faks: 0 (322) 338 73 31
E-mail: dtkoroglu@hotmail.com