

Bölüm 4

DENTAL SİMANLARA GÜNCEL BAKIŞ

Özlem ÖZİŞÇİ¹

GİRİŞ

Simanlar, diş yapıları ve restorasyonlar arasındaki çok küçük boşlukları doldurarak indirekt restorasyonların hazırlanan diş yüzeylerine bağlanmasını sağlar (1,2). Dental simanların tutuculuğu; mekanik kilitlenme, kimyasal bağlanma ya da her ikisinin kombinasyonu ile gerçekleşmektedir. Geleneksel simantasyon, hazırlanan diş yüzeyleri ile restorasyonların duvarları arasındaki sürtünme kuvvetlerine dayanırken; günümüzde geliştirilen simanlar, diş yüzeyi ve restorasyon arasında mikromekanik ve kimyasal bağlanma ile tutuculuk sağlamaktadır (3). İyi bir sızdırmazlık, yalnızca restorasyonu yerinde tutmak için değil, aynı zamanda yüzeyi mikrosızıntı ve çürüklere karşı dayanıklı hale getirmek için de önemlidir. Bu nedenle kullanılan dental simanlar indirekt restorasyonların ömrünü etkilemektedir. Materyal teknolojisinin gelişmesiyle birlikte, dental simanlar daha güçlü ve daha dayanıklı materyallere dönüşmüştür. Dental siman seçimi, yeni materyallerin bulunması ve uygulama prosedürlerinin buna göre değişmesi nedeniyle giderek daha karmaşık hale gelmiştir. Simanların özelliklerinin ve klinik endikasyonlarının bilinmesi simantasyonun başarısı için oldukça önemlidir (4). Bir restorasyonun uzun vadeli başarısı büyük ölçüde dental simanların seçimine ve manipülasyonuna bağlıdır. Retansiyon kaybının, restorasyon başarısızlığının en yaygın nedenlerinden biri olduğu bulunmuştur (5).

DENTAL SİMANLARIN TARİHSEL GELİŞİMİ

Son 50 yılda, yapıştırma simanları olarak bilinen bir dizi yeni materyal geliştirilmiştir. 19. yüzyılın sonlarından bu yana yaklaşık 100 yıl boyunca çinko fosfat siman daimi simantasyon için tek seçenek olarak kullanılmıştır. Bu nedenle çinko fosfat siman, “altın standart” olarak kabul edilmektedir (6). 1960’ların sonla-

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, oslemozisci@gmail.com

rında, klinisyenlere daha fazla yapıştırma materyali seçeneği sunmak amacıyla çinko polikarboksilat siman; 1970 ve 1980 yılları arasında cam iyonomer siman (CIS) ve rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer siman (RMCIS) geliştirilmiştir. İlk olarak 1950 yıllarında ortaya çıkan rezin siman, estetik amaçlı uygulanan tam seramik restorasyonlara olan artan talep nedeniyle, günümüz diş hekimliği uygulamalarında popülerlik kazanmıştır (1,4). 2000'li yıllarda, geleneksel rezin simanların klinik prosedürünü basitleştirmek için self adeziv rezin siman geliştirilmiştir (7). 2009 yılında geliştirilen kalsiyum alüminat/cam iyonomer siman (CaAl/CI), oluşturduğu hidroksiapatit kristalleri ile biyoaktif özelliğe sahiptir (8-10). İdeal bir siman biyouyumlu, ağız içi sıvılarına karşı düşük çözünürlüklü, termal ve kimyasal etkilere dayanıklı, antibakteriyel, estetik, basit ve kullanımı kolay olmalıdır. Ek olarak restorasyon-diş ara yüzündeki çığneme kuvvetlerine ve çekme kuvvetlerine karşı dirençli, yeterli çalışma ve sertleşme sürelerine sahip olması gerekmektedir. Günümüzde geliştirilen simanlar, ideal bir simanın tüm bu özelliklerine sahip değildir (4).

SİMANLARIN SINIFLANDIRILMASI

Dental simanlar genel olarak kimyasal bileşenlerine, bağlanma mekanizmalarına veya klinik endikasyonlarına göre sınıflandırılabilir. Kimyasal bileşenlerine göre simanlar su bazlı veya rezin bazlı simanlar olarak ayrılmaktadır. Çinko oksit öjenol, öjenol içermeyen simanlar, çinko polikarboksilat, çinko fosfat, cam iyonomer ve hibrit kalsiyum alüminat/cam iyonomer (CaAl/CI) simanlar su bazlı simanlar sınıfında yer almaktadır. Resin bazlı simanlar ise, geleneksel ve self adeziv resin simanları içermektedir. Cam iyonomer ve resin simanların özelliklerine sahip olan resin modifiye cam iyonomer simanlar, su ve resin bazlı simanların bir karışımıdır.

Simanlar bağlanma mekanizmalarına göre ise adeziv olmayan, kimyasal olarak adeziv ve mikromekanik olarak adeziv dental simanlar olarak sınıflandırılabilir. Adeziv olmayan dental simanlar sadece sürtünme kuvveti ile restorasyonların tutuculuğunu sağlamaktadır. Kimyasal olarak adeziv simanlar, kimyasal bağ oluşturmak için diş yapılarıyla moleküler etkileşimler kurabilirken, mikromekanik adeziv dental simanlar, adeziv ve diş yüzeyleri arasında mikromekanik kilitleme yoluyla adezyonu gerçekleştirmektedir (11). Adeziv olmayan simanlar arasında çinko oksit öjenol, öjenol içermeyen siman ve çinko fosfat siman yer alır. Kimyasal olarak adeziv dental simanlar arasında çinko polikarboksilat, cam iyonomer simanlar ve hibrit kalsiyum alüminat/cam

iyonomer simanlar yer almaktadır. Geleneksel ve self adeziv rezin simanlar ise mikromekanik olarak bağlanan adeziv dental simanlardır. Resin modifiye cam iyonomer simanlar ise hem kimyasal hem de mikromekanik olarak bağlanan simanlar olarak nitelendirilmektedir.

Klinik endikasyonlarına göre ise geçici veya daimi simantasyonda kullanılan simanlar olarak sınıflandırılabilir. Geçici restorasyonların simantasyonu için geçici simanlar kullanılır ve bunlar arasında çinko oksit öjenol, öjenol içermeyen siman ve çinko polikarboksilat siman yer almaktadır (12).

Daimi simantasyon için kullanılan simanlar arasında çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel ve self adeziv rezin simanlar, hibrit kalsiyum alüminat/cam iyonomer (CaAl/CI) siman yer alır. Nihai restorasyonların daimi simantasyonunda kullanılırlar.

ÇİNKO OKSİT ÖJENOL VE ÖJENOL İÇERMİYEN SİMANLAR

Çinko oksit öjenol siman, toz-likit olmak üzere iki kısmın asit-baz reaksiyonu ile meydana gelmektedir. Çalışma süresini ve gücünü arttırmak için çinko oksit toz kısmına eser miktarda çinko tuzları ve abietik asit eklenmektedir. Likid kısmı öjenol ve asetik asit içermektedir ve asetik asit sertleşme reaksiyonunu hızlandırıcı görev görür (7). Çinko oksit öjenol simanın geçici simantasyonda kullanılmasının sayısız avantajı vardır. Simanın düşük dayanıklılığı, geçici kronların kolayca çıkarılmasına izin verir. Aynı zamanda çinko oksit öjenol siman pulpa için yatıştırıcı özelliklere ve iyi bir marjinal örtücülüğe sahiptir, maliyeti düşüktür (7,13). Yapılan çeşitli laboratuvar çalışmaları ve sistematik bir derleme (13-16). öjenol içeren geçici siman kullanımının rezinin bağlanma gücünü değiştirmediğini göstermiş olsa da, çinko oksit öjenol ile ilgili yaygın bir endişe, öjenolün rezin simanının polimerizasyonunu engellemesi ve bağlanma dayanımını azaltmasıdır (17,18). Kompozit rezinin polimerizasyonunu bozmamak için, kompozit rezin uygulamasından önce geçici siman olarak öjenol içermeyen siman kullanılması önerilir. Öjenol içermeyen simanda öjenol yerine alifatik asit veya bütirik asit gibi asitler kullanılmaktadır (7).

ÇİNKO FOSFAT SİMAN

Çinko fosfat siman, diş hekimliği uygulamalarında en uzun süre kullanım geçmişine sahip simanlardan birisidir ve bu nedenle daimi simantasyon için kullanılan simanlar arasında «altın standart» olarak kabul edilmektedir (1). Esas

olarak fosforik asit, su ve alüminyum fosfattan oluşan bir likid; çinko oksit ve magnezyum oksit tozlarının karışımından oluşmaktadır (19). Adeziv olmayan bir yapıştırma ajanı olduğu için diş yapısına ve restoratif materyallere bağlanmaz ve sadece mekanik kilitlenme yoluyla tutuculuk sağlamaktadır. İyi bir baskı dayanımına ve yüksek bir elastisite modülüne sahiptir (6,20). Sertleşme reaksiyonu tamamlandığında yüksek mekanik dayanım gösterdiği için döküm metal post-kor, tam metal ve metal destekli restorasyonların simantasyonu için tercih edilmektedir (21,22). Çinko fosfatın dezavantajları avantajlarından daha fazla olduğu için günümüz diş hekimliği uygulamalarında kullanımı oldukça sınırlıdır. Diğer su bazlı simanlar gibi, çinko fosfat siman da asit-baz reaksiyonu ile sertleşmektedir. Fosforik asit varlığından dolayı sertleşme reaksiyonunun başlangıcında simanın pH'ı çok düşüktür (<2.0) ve bu durum diş yapısında simantasyon sırasında ve sonrasında hassasiyete neden olmaktadır. Ayrıca, sertleşme reaksiyonu ekzotermiktir ve pulpa için oldukça zararlıdır. Çinko fosfat siman, renk değişimine uğrayabilir ve günümüzde kullanılan simanlarla karşılaştırıldığında nispeten zayıf mekanik özelliklere sahiptir (22). Suda çözünürlüğü ve antibakteriyel özelliğinin bulunmaması nedeniyle çinko fosfat simanla yapıştırılan restorasyonlarda sekonder çürük oluşma olasılığı daha yüksektir (23).

ÇİNKO POLİKARBOKSİLAT SİMAN

Çinko polikarboksilat siman, çinko oksit öjenolün adezyon ve biyouyumluluk özelliği ile çinko fosfatın dayanıklılığına sahip tek bir siman elde etmek amacıyla 1968 yılında geliştirilmiştir (7,24). Asit-baz reaksiyonu yoluyla sertleşen likid (poliakrilik asit) ve toz (çinko oksit) yapıdan oluşmaktadır. Reaksiyon sırasında çinko, poliakrilik asit zincirleri ile çapraz bağlar oluşturur ve simanın sertleşme reaksiyonunu tamamlamasını sağlar (25). Poliakrilik asit zincirlerinin karboksilik grupları, hidroksiapatitin kalsiyumu ile şelat oluşturur ve oluşan kimyasal bağ sert dokuları mineralize etmektedir (26,27). Simanın kimyasal adezyonu zayıftır ve retansiyon birincil olarak mekanik yolla sağlanmaktadır (7). Çinko polikarboksilat siman geleneksel çinko fosfat simanla kıyaslandığında, pulpayı daha az irrite eder ve daha yüksek bir gerilme dayanımına sahiptir. Bununla birlikte, çinko polikarboksilat simanın baskı dayanımı, çinko fosfat simanın yarısı ya da üçte ikisi kadardır. Elastisite modülü de çinko fosfat simandan çok daha düşüktür. Bu nedenle, uzun süreli yüklemelerde önemli plastik deformasyon gösterebilmektedir (11). Çinko polikarboksilat simanın asidik erozyona karşı direnci düşüktür ve gastrik reflü sorunu olan ya da asidik diyet ile beslenen hastalarda

bu siman kullanılmamalıdır. Yüksek viskoziteye sahip olması ve kısa bir çalışma süresi (2,5 dakika) gerektirmesi nedeniyle polikarboksilat simanın klinik kullanımını oldukça sınırlıdır. Özellikle çok üyeli restorasyonları simante ederken kullanılamaması önemli bir klinik dezavantaj olarak kabul edilmektedir (28).

GELENEKSEL CAM İYONOMER SİMAN

Cam polialkenoat siman olarak bilinen geleneksel CİS (cam iyonomer siman, CİS), suda çözünür bir polikarboksilik asitle birleştirilmiş kalsiyum floro-alumino-silikat cam tozundan yapılır (29). 1990'larda CİS, ince cam partikülleri ve yüksek moleküler ağırlıklı poliakrilik asit ile modifiye edilmiştir (30). Çalışma süresini arttırmak ve karıştırma sonrası simanın sertliğini iyileştirebilmek için cam iyonomer siman içerisine tartarik asit eklenmektedir (31). Cam iyonomer siman, polikarboksilik asidin karboksil iyonunun floro-alumino-silikat cam tozunda bulunan alüminyum ve kalsiyum iyonları ile iyonik bağlar oluşturduğu bir asit-baz reaksiyonu sonucunda meydana gelir. Simanın jel formu sertleşme reaksiyonu tamamlanana kadar devam eder (32). Mekanik retansiyonun yanı sıra CİS, kalsiyum ve fosfat iyonları ile şelasyon yaparak moleküler adezyon ile tutuculuk sağlayabilmektedir. Cam iyonomer simanın önemli bir özelliği florid iyonlarının salınımıdır. Reaksiyonda florid iyonları, ilk 24 saat boyunca matriks fazında salınır ve bu uzun vadeli bir salınımına doğru kademe kademe yavaşlar. Florür salma özelliği nedeniyle, cam iyonomer simanın en önemli avantajı, sekonder çürüklerin önlenmesine yardımcı olan antikariyojenik özelliğidir (33). Ayrıca pulpa ile biyoyumludur (34). Bununla birlikte, dayanıklılık özelliği oldukça azdır. Düşük eğilme dayanımına ve yüksek elastisite modülüne sahip olması cam iyonomer simanı kırılmalara dirençsiz hale getirmektedir (35). Su bazlı bir siman olması, ağız içi sıvılarda yüksek çözünürlük ve mikrosızıntı göstermesi oldukça önemli bir dezavantajdır (6) Çinko fosfat simana benzer şekilde, cam iyonomer simanın başlangıçta düşük pH göstermesi postoperatif hassasiyete neden olabilmektedir (36,37). Bu nedenle, cam iyonomer siman kullanıldığında ve kalan dentin kalınlığı minimum düzeyde olduğunda, pulpanın korunması için dentin örtücülerinin kullanılması önerilmektedir (38).

REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMAN

Geleneksel cam iyonomer simanın eksikliklerini ortadan kaldırabilmek amacıyla, rezinin dayanıklılık ve hidrofobik özelliği ile cam iyonomer simanın florid iyonu salma özelliği birleştirilerek rezin modifiye cam iyonomer siman

(RMCİS) geliştirilmiştir. Hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi ışıkla polimerize olan monomerler cam iyonomer simanın likid bileşeninde yer almaktadır (39). Rezin modifiye cam iyonomer siman, rezin monomerlerinin ışıkla polimerizasyonu ve cam iyonomer simanın kimyasal asit-baz reaksiyonu ile sertleştiği “dual-cure” siman olarak tanımlanmaktadır. Polimerize rezin bir köprü görevi görür ve simanı güçlendirir (32). Polikarboksilatlar tarafından elde edilen kimyasal bağlanmaya ek olarak, rezin modifiye cam iyonomer siman ayrıca %10 poliakrilik asit tarafından açığa çıkarılan kolajen ağının infiltrasyonu yoluyla hibrit dentinde mikromekanik kilitlenme sağlayabilmektedir (40). Mekanik özellikleri rezin simandan daha düşük olmasına rağmen, geleneksel cam iyonomer simanla kıyaslandığında rezin modifiye cam iyonomer siman daha yüksek bağlanma dayanımına ve daha yüksek kırılma tokluğu değerine sahiptir (41). Rezin modifiye cam iyonomer simandan florid iyonu salınımı, ilk 24 saat boyunca geleneksel cam iyonomer simanla benzerdir (42,43). Rezin ilavesinin dezavantajı da bulunmaktadır. Geleneksel cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanın pulpa üzerindeki etkilerini karşılaştıran birçok çalışmanın sonucu, rezin modifiye cam iyonomer simanın pulpa hücreleri için daha sitotoksik olduğunu göstermiştir (44,45). Bu nedenle, rezin modifiye cam iyonomer simanın geleneksel cam iyonomer siman kadar biyouyumlu olduğu düşünülemez (46).

HİBRİT KALSİYUM ALÜMİNAT/CAM İYONOMER SİMAN

Hibrit kalsiyum alüminat/cam iyonomer siman, kalsiyum alüminat ve distile su ile karıştırılmış cam iyonomerden oluşan su bazlı daimi bir simandır (47). Uygulama öncesi herhangi bir işlem gerektirmeyen self adeziv özelliğe sahiptir. Bu hibrit siman, cam iyonomer ve asit-baz reaksiyonları yoluyla kendiliğinden sertleşmektedir (9). Diğer daimi simantasyonda kullanılan simanlarla karşılaştırıldığında daha yüksek bağlanma dayanımına sahiptir (10). Hibrit kalsiyum alüminat/cam iyonomer siman yeterli çalışma ve sertleşme süresine sahiptir ve bu durum karıştırma işleminin kolaylığı ve fazla simanın rahatlıkla uzaklaştırılabilmesine olanak sağlar (10,47). Bu hibrit simanın en önemli avantajlarından biri, remineralizasyonu sağlayan biyoaktivite özelliğidir. Negatif yüklü bir yüzey sağlayarak kalsiyum ve fosfat iyonları salar ve böylece biyoaktif özelliğini gerçekleştirmiş olur (8). Hibrit kalsiyum alüminat/cam iyonomer siman, self adeziv rezin siman ve geleneksel cam iyonomer siman ile karşılaştırıldığında daha güçlü antibakteriyel özelliklere sahiptir (48). Sızdırmazlık özelliği self adeziv re-

zin simanla karşılaştırılabilir orandadır (9). Bu özellikler, hastalarda tekrarlayan çürüklerin önlenmesini sağlamaktadır. Ek olarak, hibrit kalsiyum alüminat/cam iyonomer siman tolere edilebilir düzeyde postoperatif hassasiyet, retansiyon, marjinal bütünlük ve renk stabilitesi sunar (47,49). Uzun süre takipli klinik çalışmaların eksikliği nedeniyle, flor salınımı, renk stabilitesi ve mekanik dayanıklılık gibi özellikleri karşılaştıran daha fazla laboratuvar çalışmasına ihtiyaç vardır. Hibrit kalsiyum alüminat/cam iyonomer simanın daimi simantasyon endikasyonları arasında; metal, metal destekli porselen kron ve köprüler, altın inley ve onleyler, döküm veya prefabrike metal postlar ve zirkonya, alümina ve lityum disilikat gibi yüksek dayanımlı seramik kron ve köprüler yer almaktadır.

GELENEKSEL REZİN SİMAN

Geleneksel rezin siman, restoratif amaçlı kullanılan rezin kompozitlere benzer kimyasal bileşime sahiptir. Yapısında, sertleşme sırasında polimerizasyona uğrayan metil metakrilat, bisfenol A-glisidil metakrilat dimetakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilat gibi rezin monomerler bulunur (1). Resin simandaki doldurucu konsantrasyonu, ince bir film kalınlığı ve yeterli bir çalışma süresi sağlamak amacıyla azaltılmaktadır (7). Geleneksel rezin simanın mineye bağlanma mekanizması, asitle pürüzlendirmeden sonra mikromekanik kilitleme yoluyla gerçekleşmektedir. Dentinde rezinin bağlanmasını sağlamak için smear tabakasının uzaklaştırılması, yüzey demineralizasyonun sağlanması ve primer ajan uygulanması gerekir (1).

Bazı geleneksel rezin simanlar, işlem öncesi adeziv sistemlerin uygulanmasını gerektirir. Konvansiyonel rezin simanların adeziv sistemleri, asitleme mekanizmasına göre total etch (etch and rinse) ve self-etch sistemler olarak ayrılmaktadır (50,51). Total-etch sisteminin en büyük dezavantajı, kontaminasyon riskini arttırarak bağlanma dayanımını azaltan aşamalı uygulamadır (52). Ayrıca self-etch sistemlerle karşılaştırıldığında postoperatif hassasiyet riski daha yüksektir (53). Total-etch sistemler yalnızca mineye bağlanmada etkinken, dentine bağlanmada yetersizdir (54). Resin monomerlerin, hibrit tabakanın derin bölgelerine nüfuz edemediği ve dentinde yetersiz infiltrasyona neden olduğu gösterilmiştir (55). Self-etching adezivlerin tek başına kullanılması fosforik asit ile demineralizasyon işlemine nazaran daha az mineye bağlanma etkinliği ile sonuçlanmaktadır. Bu nedenle, self-etching adezivlerle selektif mine asitleme işlemi, bağlanmayı optimize etmek için önerilen bir stratejidir (54).

ISO 4049 sınıflandırmasına (2019) göre rezin simanlar polimerizasyonlarına göre sınıflandırılabilir: sınıf 1 (self cured - otopolimerizan), sınıf 2 (light cured - ışık ile polimerizasyon) ve sınıf 3 (dual-cured - hem kimyasal hem ışık ile polimerizasyon). Self-cured siman kalın, opak restorasyonlar ve metal-ler, oldukça opak seramikler gibi yarı saydam olmayan materyallerin simantasyonunda kullanılmaktadır (56). Bu siman, ışığın ulaşamadığı alanlarda yüksek derecede konversiyon ve optimal özellikler sağlamaktadır. Bununla birlikte, polimerizasyon aktivatörlerinin yüksek tersiyer amin konsantrasyonu nedeniyle çalışma süresinin kısalması ve renklenme gibi limitasyonlara sahiptir. Laminat veneer restorasyonlar gibi yüksek estetik beklentinin olduğu vakalarda, ışıkla polimerize (light-cured) siman tercih edilmelidir (57).

Dual-cured rezin siman (hem kimyasal hem ışık ile polimerize rezin siman), her iki polimerizasyon yöntemini birleştiren, farklı klinik kullanım alanlarına sahip bir simandır. Sistem, kimyasal başlatıcı (benzoil peroksit) içeren bir katalizör pat, ışıkla sertleşen rezin siman ve tersiyer amin içeren bir baz yapıdan oluşmaktadır (58). Karıştırıldığında ve ışıkla polimerize edildiğinde, foto ve kimyasal aktivasyon ile bir polimerizasyon reaksiyonu meydana gelir. Dual-cured siman, yeterli polimerizasyonu sağlamak için en güvenli seçenek gibi görünse de ışık aktivasyonu olmadan simanın polimerizasyon derecesi %10,82'ye kadar düşmektedir (59). 4 mm kalınlığındaki seramik restorasyonlara ışığın yetersiz iletimi, self-cured rezin simanın polimerizasyon derecesinden daha düşük bir polimerizasyon ile sonuçlanabilir (60). Ayrıca, konversiyon derecesi ve mekanik dayanıklılığı iyileştirmek için ışıkla polimerizasyon süresinin 120 saniyeye kadar uzatılmasını öneren çalışmalar mevcuttur (61,62). Bu nedenle klinisyenler, en iyi sonucu elde etmek için restorasyon materyali ve restorasyonun kalınlığına göre uygun rezin simanı seçmelidir. Genel olarak, 2 mm'den daha ince seramik restorasyonlar için, ışıkla sertleşen (light-cured) ve dual-cured siman, self-cured simandan daha iyi sonuç vermektedir (63).

Geleneksel rezin simanlar, estetik tam seramik ve indirekt rezin restorasyonlar ve veneer restorasyonları simante etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Tutuculuk ve direnç formları bozulmuş metal ve metal-seramik restorasyonların simantasyonu, adeziv rezin köprüler, kısa kronlar ve kök kanal tedavisi görmüş dişlerde post simantasyonu geleneksel rezin simanların klinik endikasyonlarından (2). Bu simanın dezavantajları ise maliyetinin yüksek olması, teknik hassasiyet göstermesi, uygulamanın zaman alması ve artık simanın uzaklaştırı-

labilirliğinin zor olmasıdır. Bu nedenle, özellikle pediatrik hastalarda prefabrik kronların simantasyonunda kontrendikedir (29).

SELF ADEZİV REZİN SİMANLAR

Self adeziv rezin siman, ayrı bir adeziv ve asit gerektirmeden diş yapılarına bağlanabilen bir rezin siman türüdür (64). Uygulamanın klinik adımlarını basitleştirmek için ilk kez 2000'li yılların başlarında geliştirilmiştir. Self adeziv rezin simanın ana bileşenleri arasında fonksiyonel asidik monomerler (örn.10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat), geleneksel dimetakrilat monomerler (örn. Bis-GMA), doldurucular ve aktivatör sistemleri yer alır. Fonksiyonel asidik monomerler, self-etch adeziv sistemlere benzer şekilde sertleşme reaksiyonunun başında düşük bir pH ve yüksek hidrofilik özellik gösterir. Bu durum rezin simanın homojen bir şekilde infiltre olmasını kolaylaştırmak için diş yüzeyinin ıslatılmasına ve aşındırılmasına olanak sağlamaktadır (65). Reaksiyon ilerledikçe, asidik fonksiyonel gruplar, diş dokularındaki kalsiyum ve inorganik dolduruculardan salınan metal oksit ile reaksiyona girerek kademeli olarak artan bir pH ve hidrofobik özellik göstermektedir (66).

Self adeziv rezin siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve geleneksel cam iyonomer siman ile karşılaştırıldığında daha az postoperatif hassasiyet ile sonuçlanan klinik avantaja sahiptir (67). Bununla birlikte, self adeziv rezin simanların hem mineye hem de dentine bağlanma kuvvetleri, geleneksel çok aşamalı rezin simanlardan daha düşüktür (68). 2 yıl takipli klinik bir çalışma, self adeziv rezin simanların çok aşamalı geleneksel rezin simanlar ile benzer klinik sonuçlara sahip olduğunu göstermesine rağmen (69), başka bir 5 yıl takipli prospektif klinik çalışma, total-etch rezin simanın marjinal renk değişikliği ve adaptasyon açısından daha iyi bir performans gösterdiğini bildirmiştir (70). Geleneksel rezin siman ile karşılaştırıldığında self adeziv rezin siman, ıslatılabilirlik ve mikropörözite oluşumu için minede ayrı bir fosforik asit ile aşındırma özelliğine sahip değildir. Bağlanma için yalnızca, geleneksel fosforik asitten daha zayıf özelliğe sahip olan asidik fonksiyonel monomerler rol oynar (57). Döner aletlerle diş preparasyonunun ardından mine ve dentin, asit ile çözünebilen smear tabakası ile kaplanır. Uygulama öncesi asitleme ve yıkama işlemi olmadığı için smear tabakası kaldırılamaz. Self adeziv rezin simanlar smear tabakası ile etkileşerek smear yapıyı güçlendirebilse de bu yapılar rezin taglerden mikromekanik olarak daha zayıftır ve bu nedenle dentinde daha düşük bir bağlanma kuvveti sağlamaktadır (71).

Self adeziv rezin simanlar, geleneksel rezin simanlara nazaran uygulama kolaylığı sağlamaktadır ve indirekt restorasyonların birçoğunun simantasyonunda kullanılabilir. Bununla birlikte, bağlanma dayanımı, geleneksel rezin simandan daha düşük olduğu için, rezin adeziv köprüler, yetersiz yüksekliğe sahip kronlar gibi retansiyonu ve rezistansı azalmış restorasyonların simantasyonunda self adeziv rezin siman kullanılması önerilmez. Ayrıca, mine yüzeyine daha zayıf bağlanması ve daha fazla renk değişikliği göstermesi nedeniyle, veneer restorasyonların simantasyonu için de uygun değildir (57).

CAM İYONOMER SİMANLAR VE YENİ GELİŞMELER

Nanoteknoloji, mekanik ve fiziksel özellikleri iyileştirmek amacıyla cam iyonomer simanın geliştirilmesine katkı sağlamaktadır (72). Cam iyonomer simanın nano-modifikasyonları ya cam partiküllerin boyutunun azaltılması ya da nano boyutlu doldurucuların veya biyoseramiklerin eklenmesiyle elde edilerek mekanik dayanıklılık ve biyoaktivite özelliklerini geliştirmektedir (73). Cam iyonomer simanın cam partiküllerini nano ölçeklere yeniden boyutlandırmanın simanın fiziksel özelliklerini önemli ölçüde iyileştirmediği öne sürüldüğü için, son gelişmelerin odak noktası nano boyutlu doldurucuların veya nano-hidroksiapatit kristallerin doldurucu materyal olarak kullanılmasıdır (74). Hidroksiapatit, mineral kalsiyum apatitin (kalsiyum, fosfor ve oksijen) doğal olarak oluşan bir formudur ve kemik, mine ve dentinin ana bileşenlerinden birisidir. Yapılan bir araştırma, nano-hidroksiapatit ile modifiye edilen cam iyonomer simanın, geleneksel CİS simanın mekanik dayanıklılığını ve dentine bağlanma dayanımını arttırdığını göstermiştir. Ayrıca, cam iyonomer simanın toz kısmına hidroksiapatit eklenmesi, simanın kimyasal stabilitesini artırır ve suda çözünürlüğünü azaltır (75,76). Çalışmalar aynı zamanda nano-hidroksiapatitle modifiye edilmiş cam iyonomer simanın geleneksel cam iyonomer simandan daha fazla florid iyonu salınımına sahip olduğunu göstermektedir (77,78).

Cam iyonomer simanın başka bir modifikasyonu, kalsiyum sodyum fosfosilikat biyoaktif cam bileşiğinin eklenmesidir. 1969'da Hench, orijinal fosfosilikat biyoaktif camı, belirli bir kimyasal bileşime ve ağırlık yüzdelerinde silika dioksit, kalsiyum oksit, sodyum oksit ve fosfor pentoksit içeren 45S5 Bioglass olarak piyasaya sürmüştür (34,79). Fosfosilikat biyoaktif camın cam iyonomer simana eklenmesi remineralizasyonu arttırsa da materyalin mekanik dayanımını olumsuz etkilediği bulunmuştur (80). Yakın zamanda, cam iyonomer simanı

geliştirmek için geleneksel mikro boyutlu partiküller yerine biyoaktif cam nanopartiküller kullanılmıştır. Biyoaktif cam nanopartiküller, fosfosilikat biyoaktif camın avantajlarını taşımaktadır, ancak daha yüksek sıkıştırma, çekme ve eğilme dayanımlarına sahiptir (81). İnsan vücudu üzerindeki uzun vadeli etkileri bilinmemektedir ve diş hekimliğinde klinik uygulamalar için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

REZİN SİMANLAR VE YENİ GELİŞMELER

Rezin simanın son gelişmeleri, antikaryojenik özelliğini arttırmak için yapılmıştır (82). Modern diş hekimliğinde en yaygın kullanılan siman olmasına rağmen, antibakteriyel özelliğe sahip değildir. Restorasyonların başarısızlığının ana nedenlerinden biri olan tekrarlayan çürükleri önleyememektedir (83). Rezin siman modifikasyonları, gümüş nanopartiküller, kuarterner amonyum polietilenimin nanopartiküller, setilpiridinyum klorür modifiye montmorillonit ve klorheksidin diasetat ve ursolik asit gibi antimikrobiyal bileşiklerin eklenmesini içermektedir (4,84,85). Bu bileşiklerin ideal konsantrasyonları, rezinin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemeden antibakteriyel özelliğini koruyabilmesini sağlayacak şekilde belirlenmektedir (85).

Dental rezinin çatlak ve kırılmalara karşı “kendi kendini iyileştirme” kapasitesini ortaya çıkarmak bazı yeni gelişmeler söz konusudur. “Kendi kendini iyileştirme” prosedürü, mikrokapsüllerin bir dış kabuk ve iyileştirici likid ile kompozit materyale gömülmesiyle elde edilmektedir (86). Polimerde çatlama meydana geldiğinde, mikrokapsüller parçalanır ve iyileştirici likid çatlak düzlemine salınır. Polimer matrisindeki katalizörleri aktifleştirir ve çatlağı doldurmak için tekrar polimerizasyona uğrar (87).

Rezin simanın başka bir modifikasyonu, geleneksel simanın mekanik özellikleri ve bağlanma dayanımı monomerlerin polimerizasyonundan etkilendiği için bunu geliştirmeye yönelik olmuştur. Asidik fonksiyonel monomerler, geleneksel benzoil peroksit/tersiyer amin başlatıcılar tarafından serbest radikal oluşumunu engellediği için, araştırmacılar daha verimli bir polimerizasyon elde etmek amacıyla yardımcı başlatıcıların kimyasal olarak polimerizasyon sürecini geliştirmişlerdir (88,89). Rezin simanın polimerizasyonunu arttırmaya yönelik başka bir yaklaşım, “dokunarak polimerizasyon” veya “temasla polimerizasyon” olarak bilinir (90). Bu sistemde, siman ile temas edildiğinde polimerizasyonu hızlandıran tersiyer olmayan amin hızlandırıcı ajan yer almaktadır (91).

ALTERNATİF MATERYAL OLARAK RESTORATİF KOMPOZİT REZİN

Son zamanlarda, daha düşük maliyet, daha iyi dayanım özellikleri, daha düşük marjinal bozulma ve daha geniş renk seçim yelpazesine sahip olması nedeniyle restoratif kompozit rezinin alternatif bir siman materyali olarak kullanılma olasılığını araştıran çalışmalar yapılmıştır (92). Bir restoratif materyal olarak kompozit rezin, daha yüksek oranda doldurucu partikül yüzdesine sahip olması, dolayısıyla daha yüksek viskoziteye, daha büyük film kalınlığına ve daha düşük akışkanlığa sahip olması nedeniyle rezin simanlardan farklıdır (93). Bu sorunları çözmek, film kalınlığını ve viskozitesini azaltmak için ön ısıtma ve ultrasonik titreşim teknikleri test edilmiştir (94). Her iki tekniğin de materyalin film kalınlığını azaltmada etkili olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte, ön ısıtma ve ultrasonik titreşimden sonra test edilen kompozit rezinlerin hiçbiri, ISO standardı 4049:2019'da belirtilen 50 µm'den daha düşük bir film kalınlığına ulaşamamıştır (92,95). İnce film kalınlığı ve yüksek viskozite elde edilemediğinde, restorasyonun kırılma direnci ve marjinal uyumu olumsuz etkilenmektedir (96). Bu nedenle, gelecekte kompozit rezin simantasyon ajanı olarak modifiye edilmeden önce diğer modifikasyon teknikleri üzerinde çalışılmalıdır.

YENİ SİMANTASYON MATERYALİ - HİNT YAĞI POLİÜRETAN SİMAN

Hint yağı poliüretanı, yüksek biyouyumluluğa sahip bir biyomateryaldir ve kullanımını kolaydır. Brezilya'da bol miktarda bulunan Ricinus communis adlı bir bitkiden elde edilmektedir (97). İleride düşük maliyetli, çok yönlü ve sürdürülebilir bir dental materyal olması beklenmektedir. Hint yağı poliüretanı, biyouyumlu, osteoindüktif ve antimikrobiyal özelliklere sahip olduğu için dental materyal olarak geliştirilme konusunda büyük bir potansiyele sahiptir. Bazı çalışmalar yapıştırma simanı olarak kullanımını test etmiştir (98-100). Yapıştırma materyali, kalsiyum karbonat doldurucular ile iki aşamalı bir sistem olarak kullanılmıştır (99). Hint yağı poliüretanının eğilme dayanımı, adeziv rezin simanın sadece %25'i olmasına rağmen, çinko fosfat ve cam iyonomer gibi geleneksel simanlarla karşılaştırılabilir düzeydedir (100).

SONUÇ

Simanlar, indirekt restorasyonların retansiyonuna ve stabilitesine katkı sağlamaktadır. Yaygın kullanılan simanlar arasında çinko oksit öjenol, öjenol içermeyen simanlar, çinko polikarboksilat, çinko fosfat, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, rezin siman ve hibrit kalsiyum alüminat/cam iyonomer (CaAl/CI) simanlar yer alır. Her biri benzersiz özelliklere ve klinik sonuçlara sahiptir. Şu anda mevcut simanların hiçbiri tüm klinik uygulamaları yerine getiremediği için, araştırmacılar çeşitli klinik gereksinimleri karşılamak amacıyla cam iyonomer siman ve rezin simanları çeşitli teknolojilerle değiştirmekte ve hint yağı poliüretan simanlar gibi yeni materyalleri geliştirmektedir.

KAYNAKLAR

1. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental Clinics of North America*. 2007;51:643–658. doi: 10.1016/j.cden.2007.04.002
2. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal*. 2011;56(1):67-76. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01297.x
3. Wingo K. A review of dental cements. *Journal of Veterinary Dentistry*. 2018;35:18–27. doi: 10.1177/0898756418755339
4. Leung GK, Wong AW, Chu CH, Yu OY. Update on Dental Luting Materials. *Dentistry Journal*. 2022;10(11):208. doi: 10.3390/dj10110208.
5. Paul J. Dental cements-a Review to proper selection. *International Journal of Current Microbiology and Applied Sciences*. 2015;4(2):659-669.
6. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80(3):280–301. doi:10.1016/s0022-3913(98)70128-3
7. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*; Elsevier: St Louis, MO, USA, 2011.
8. Lööf J, Svahn F, Jarmar T, Engqvist H, Pameijer CH. A comparative study of the bioactivity of three materials for dental applications. *Dental Materials*. 2008;24(5):653-659. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.028.
9. Pameijer CH. A review of luting agents. *International Journal of Dentistry*. 2012;2012:752-861. doi:10.1155/2012/752861.
10. Acharya RP, Morgano SM, Luke AC, Ehrenberg D, Weiner S. Retentive strength and marginal discrepancies of a ceramic-reinforced calcium phosphate luting agent: An in vitro pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(5):771-779. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.034.
11. Craig RG. *Restorative Dental Materials*, 8th ed.; Mosby: St. Louis, MO, USA, 1989.
12. Wassell RW, St George G, Ingledew RP, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: provisional restorations. *British Dental Journal*.2002;192(11):619-622, 625-630. doi: 10.1038/sj.bdj.4801443.

13. Chiluka L, Shastry YM, Gupta N, Reddy KM, Prashanth NB, Sravanthi K. An In vitro Study to Evaluate the Effect of Eugenol-free and Eugenol-containing Temporary Cements on the Bond Strength of Resin Cement and Considering Time as a Factor. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*. 2017;7(4):202-207. doi: 10.4103/jispcd.JISPCD_138_17.
14. 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. doi: 10.1016/j.dental.2005.01.015.
15. Peutzfeldt A, Asmussen E. Influence of eugenol-containing temporary cement on bonding of self-etching adhesives to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2006;8(1):31-34. PMID: 16536342.
16. Ajaj RA, Al-Mutairi S, Ghandoura S. Effect of eugenol on bond strength of adhesive resin: A systematic review. *Oral Health and Dental Management*. 2014;13(4):950-958.
17. Ribeiro JC, Coelho PG, Janal MN, Silva NR, Monteiro AJ, Fernandes CA. The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. *Journal of Dentistry*. 2011;39(3):255-262. doi:10.1016/j.jdent.2011.01.004.
18. Hotz P, Schlatter D, Lussi A. Beeinflussung der Polymerisation von Kompositmaterialien durch eugenolhaltige Provisorien [The modification of the polymerization of composite materials by eugenol-containing temporary fillings]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 1992;102(12):1461-1466. PMID: 1475669.
19. Horiuchi S, Asaoka K, Tanaka E. Development of a novel cement by conversion of hopeite in set zinc phosphate cement into biocompatible apatite. *Bio-medical Materials and Engineering*. 2009;19(2-3):121-131. doi: 10.3233/BME-2009-0571.
20. Wagh AS. Chemically Bonded Phosphate Ceramics: Twenty-First Century Materials with Diverse Applications; *Elsevier Science & Technology*: Amsterdam, The Netherlands, 2004.
21. Habib B, von Fraunhofer JA, Driscoll CF. Comparison of two luting agents used for the retention of cast dowel and cores. *Journal of Prosthodontics*. 2005;14(3):164-169. doi: 10.1111/j.1532-849X.2005.00349.x.
22. Sunico-Segarra M, Segarra A. A Practical Clinical Guide to Resin Cements, 2015 ed.; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2015.
23. Masaka N, Yoneda S, Masaka K. An up to 43-year longitudinal study of fixed prosthetic restorations retained with 4-META/MMA-TBB resin cement or zinc phosphate cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023;129(1):83-88. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.04.004.
24. Smith DC. A new dental cement. *British Dental Journal*. 1968;124(9):381-384. PMID: 4971671.
25. Ruse ND. What is a "compomer"? *Journal (Canadian Dental Association)*. 1999;65:500-504.
26. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *Journal of Dental Research*. 1983;62(5):590-592. doi: 10.1177/00220345830620051801.
27. Emmott R. Dental materials: Properties and manipulation, 9th edition. *British Dental Journal*. 2011;211:48-48. doi:10.1038/SJ.BDJ.2011.563

28. Stephen FR, Martin FL, Junhei F. *Contemporary Fixed Prosthodontics—E-Book*, 4th ed.; Mosby: St. Louis, MO, USA, 2006.
29. Berg JH, Croll TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatric Dentistry*. 2015;37(2):116-124. PMID: 25905652.
30. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N. Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence International*. 1997;28(10):667-676. PMID: 9477887.
31. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: V. Effect of incorporating tartaric acid in the cement liquid. *Journal of Dental Research*. 1976;55(6):1023-1031. doi:10.1177/00220345760550060401
32. Park EY, Kang S. Current aspects and prospects of glass ionomer cements for clinical dentistry. *Yeungnam University Journal of Medicine*. 2020;37(3):169-178. doi: 10.12701/yujm.2020.00374.
33. Benelli EM, Serra MC, Rodrigues AL Jr, Cury JA. In situ anticariogenic potential of glass ionomer cement. *Caries Research*. 1993;27(4):280-284. doi: 10.1159/000261551.
34. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental Research Journal*. 2013;10(4):411-420. PMID: 24130573
35. Cho SY, Cheng AC. A review of glass ionomer restorations in the primary dentition. *Journal-Canadian Dental Association*. 1999;65(9):491-495. PMID: 10560209.
36. Bebermeyer RD, Berg JH. Comparison of patient-perceived postcementation sensitivity with glass-ionomer and zinc phosphate cements. *Quintessence International*. 1994;25(3):209-214. PMID: 8008822.
37. Johnson GH, Powell LV, DeRouen TA. Evaluation and control of post-cementation pulpal sensitivity: zinc phosphate and glass ionomer luting cements. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(11):38-46. doi: 10.14219/jada.archive.1993.0221.
38. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;89(2):127-134. doi: 10.1067/mpr.2003.20
39. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence International*. 1994;25(9):587-589. PMID: 7568709.
40. Coutinho E, Yoshida Y, Inoue S, Fukuda R, Snauwaert J, Nakayama Y, De Munck J, Lambrechts P, Suzuki K, Van Meerbeek B. Gel phase formation at resin-modified glass-ionomer/tooth interfaces. *Journal of Dental Research*. 2007;86(7):656-661. doi: 10.1177/154405910708600714.
41. Mitchell CA, Douglas WH, Cheng YS. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dental Materials*. 1999;15(1):7-13. doi: 10.1016/s0109-5641(99)90024-6.
42. Attar N, Turgut MD. Fluoride release and uptake capacities of fluoride-releasing restorative materials. *Operative Dentistry*. 2003;28(4):395-402. PMID: 12877425.
43. Robertello FJ, Coffey JP, Lynde TA, King P. Fluoride release of glass ionomer-based luting cements in vitro. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;82(2):172-176. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70152-6.

44. Lan WH, Lan WC, Wang TM, Lee YL, Tseng WY, Lin CP, Jeng JH, Chang MC. Cytotoxicity of conventional and modified glass ionomer cements. *Operative Dentistry*.2003;28(3):251-259. PMID: 12760696.
45. Selimović-Dragaš M, Huseinbegović A, Kobašlija S, Hatibović-Kofman S. A comparison of the in vitro cytotoxicity of conventional and resin modified glass ionomer cements. *Bosnian Journal of Basic Medical Sciences*. 2012;12(4):273-278. doi: 10.17305/bjbms.2012.2454.
46. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dental Materials*. 2008;24(12):1702-1708. doi:10.1016/j.dental.2008.04.005.
47. Jefferies SR, Appleby D, Boston D, Pameijer CH, Lööf J. Clinical performance of a bioactive dental luting cement--a prospective clinical pilot study. *The Journal of Clinical Dentistry*.2009;20(7):231-237. PMID: 20128321.
48. Unosson E, Cai Y, Jiang X, Lööf J, Welch K, Engqvist H. Antibacterial properties of dental luting agents: potential to hinder the development of secondary caries. *International Journal of Dentistry*. 2012;2012:529495. doi: 10.1155/2012/529495.
49. Jefferies SR, Pameijer CH, Appleby DC, Boston D, Lööf J. A bioactive dental luting cement--its retentive properties and 3-year clinical findings. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2013;34(1):2-9. PMID: 23577551.
50. Dursun E, Wiechmann D, Attal JP. The effect of moisture on the shear bond strength of gold alloy rods bonded to enamel with a self-adhesive and a hydrophobic resin cement. *European Journal of Orthodontics*. 2010;32(3):264-267. doi: 10.1093/ejo/cjp102.
51. Scotti N, Cavalli G, Gagliani M, Breschi L. New adhesives and bonding techniques. Why and when? *The International Journal of Esthetic Dentistry*.2017;12(4):524-535. PMID: 28983535.
52. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010;22(6):412-419. doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00378.x.
53. Yousaf A, Aman N, Manzoor MA, Shah JA, Dilrasheed. Postoperative sensitivity of self etch versus total etch adhesive. *Journal of the College of Physicians and Surgeons--Pakistan*. 2014;24(6):383-386. PMID: 24953909.
54. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. 2015;43(7):765-776. doi: 10.1016/j.jdent.2015.04.003.
55. Maravic T, Mazzoni A, Comba A, Scotti N, Checchi V, Breschi L. How stable is dentin as a substrate for bonding? *Current Oral Health Reports*. 2017;4:248-257. doi:10.1007/s40496-017-0149-8.
56. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science*. 2015;23(4):358-368. doi:10.1590/1678-775720140524.
57. Manso AP, Carvalho RM. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dental Clinics of North America*. 2017;61(4):821-834. doi:10.1016/j.cden.2017.06.006.
58. Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PE. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. *European Journal of Dentistry*. 2010;4(3):314-323. PMID: 20613921.

59. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*. 2009;25(9):1104-1108. doi:10.1016/j.dental.2009.02.015.
60. Jang Y, Ferracane JL, Pfeifer CS, Park JW, Shin Y, Roh BD. Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements. *Operative Dentistry*. 2017;42(1):E1-E9. doi: 10.2341/15-278-L.
61. Alovisi M, Scotti N, Comba A, Manzon E, Farina E, Pasqualini D, Michelotto Tempesta R, Breschi L, Cadenaro M. Influence of polymerization time on properties of dual-curing cements in combination with high translucency monolithic zirconia. *Journal of Prosthodontic Research*. 2018;62:468-472. doi: 10.1016/j.jpor.2018.06.003.
62. Serino G, Comba A, Baldi A, et al. Could light-curing time, post-space region and cyclic fatigue affect the nanomechanical behavior of a dual-curing cement for fiber post luting? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;125:104886. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.
63. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;94(3):234-241. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.04.020.
64. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011;38(4):295-314. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x.
65. Amin F, Fareed MA, Zafar MS, Khurshid Z, Palma PJ, Kumar N. Degradation and Stabilization of Resin-Dentine Interfaces in Polymeric Dental Adhesives: An Updated Review. *Coatings*. 2022; 12(8):1094. doi:10.3390/coatings12081094
66. Roedel L, Bednarzig V, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U, Zorzin J. Self-adhesive resin cements: pH-neutralization, hydrophilicity, and hygroscopic expansion stress. *Clinical Oral Investigations*. 2017;21(5):1735-1741. doi: 10.1007/s00784-016-1947-4.
67. Shetty RM, Bhat S, Mehta D, Srivatsa G, Shetty YB. Comparative analysis of postcementation hypersensitivity with glass ionomer cement and a resin cement: an in vivo study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2012;13(3):327-331. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1146.
68. Miotti LL, Follak AC, Montagner AF, Pozzobon RT, da Silveira BL, Susin AH. Is Conventional Resin Cement Adhesive Performance to Dentin Better Than Self-adhesive? A Systematic Review and Meta-Analysis of Laboratory Studies. *Operative Dentistry*. 2020;45(5):484-495. doi: 10.2341/19-153-L.
69. Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dental Materials*. 2012;28(5):535-540. doi: 10.1016/j.dental.2011.12.002.
70. Eltoukhy RI, Elkaffas AA, Ali AI, Mahmoud SH. Indirect Resin Composite Inlays Cemented with a Self-adhesive, Self-etch or a Conventional Resin Cement Luting Agent: A 5 Years Prospective Clinical Evaluation. *Journal of Dentistry*. 2021;112:103740. doi: 10.1016/j.jdent.2021.103740.

71. Scholz KJ, Bittner A, Cieplik F, Hiller KA, Schmalz G, Buchalla W, Federlin M. Micro-morphology of the Adhesive Interface of Self-Adhesive Resin Cements to Enamel and Dentin. *Materials (Basel)*. 2021;14(3):492. doi: 10.3390/ma14030492.
72. Bayda S, Adeel M, Tuccinardi T, Cordani M, Rizzolio F. The History of Nanoscience and Nanotechnology: From Chemical-Physical Applications to Nanomedicine. *Molecules*. 2019;25(1):112. doi: 10.3390/molecules25010112.
73. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JM, Sauro S, Matinlinna JP, Rehman IU. Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bio-active Nanoceramics *International Journal of Molecular Sciences*. 2016;17(7):1134. doi: 10.3390/ijms17071134.
74. De Caluwé T, Vercruyse CW, Fraeyman S, Verbeeck RM. The influence of particle size and fluorine content of aluminosilicate glass on the glass ionomer cement properties. *Dental Materials*. 2014;30(9):1029-1038. doi: 10.1016/j.dental.2014.06.003.
75. Gjorgievska E, Van Tendeloo G, Nicholson JW, Coleman NJ, Slipper IJ, Booth S. The incorporation of nanoparticles into conventional glass-ionomer dental restorative cements. *Microscopy and Microanalysis*. 2015;21(2):392-406. doi: 10.1017/S1431927615000057.
76. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta Biomaterialia*. 2008;4(2):432-440. doi: 10.1016/j.actbio.2007.07.011.
77. Haider A, Gupta KC, Kang IK. Morphological effects of HA on the cell compatibility of electrospun HA/PLGA composite nanofiber scaffolds. *BioMed Research International*. 2014;2014:308306. doi: 10.1155/2014/308306.
78. Lucas ME, Arita K, Nishino M. Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. *Biomaterials*. 2003;24(21):3787-3794. doi: 10.1016/s0142-9612(03)00260-6.
79. Hench LL. The story of Bioglass. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*. 2006;17(11):967-978. doi: 10.1007/s10856-006-0432-z.
80. Kim HJ, Bae HE, Lee JE, Park IS, Kim HG, Kwon J, Kim DS. Effects of bioactive glass incorporation into glass ionomer cement on demineralized dentin. *Scientific Reports*. 2021;11(1):7016. doi: 10.1038/s41598-021-86481-y
81. Kim DA, Lee JH, Jun SK, Kim HW, Eltohamy M, Lee HH. Sol-gel-derived bioactive glass nanoparticle-incorporated glass ionomer cement with or without chitosan for enhanced mechanical and biomineralization properties. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2017;33(7):805-817. DOI: 10.1016/j.dental.2017.04.017.
82. Ladha K, Verma M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2010;10(2):79-88. doi: 10.1007/s13191-010-0022-0.
83. Brouwer F, Askar H, Paris S, Schwendicke F. Detecting Secondary Caries Lesions: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research*. 2016;95(2):143-151. doi: 10.1177/0022034515611041.
84. Yamamoto Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Van Meerbeek B, Yoshida Y. Novel composite cement containing the anti-microbial compound CPC-Montmorillonite. *Dental Materials*. 2022;38(1):33-43. doi: 10.1016/j.dental.2021.10.009.

85. Hu G, Zhang XY, Zhao JX, Zhou CJ, Wu JL. [Development of novel self-adhesive resin cement with antibacterial and self-healing properties]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2020;38(3):256-262. Chinese. doi: 10.7518/hxkq.2020.03.005.
86. Kim D-M, Song I-H, Choi J-Y, Jin S-W, Nam K-N, Chung C-M. Self-Healing Coatings Based on Linseed-Oil-Loaded Microcapsules for Protection of Cementitious Materials. *Coatings*. 2018;8(11):404. doi:10.3390/coatings8110404
87. Kessler M, Sottos NR, White S. Self-healing structural composite materials. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*. 2003;34:743-753. doi:10.1016/S1359-835X(03)00138-6.
88. Wu J, Weir MD, Zhang Q, Zhou C, Melo MA, Xu HH. Novel self-healing dental resin with microcapsules of polymerizable triethylene glycol dimethacrylate and N,N-dihydroxyethyl-p-toluidine. *Dental Materials*. 2016;32(2):294-304. doi: 10.1016/j.dental.2015.11.014.
89. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 2012;3(1):3-16. doi: 10.1111/j.2041-1626.2012.00114.x.
90. Aung SSMP, Takagaki T, Ko AK, Halabi S, Sato T, Ikeda M, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Adhesion durability of dual-cure resin cements and acid-base resistant zone formation on human dentin. *Dental Materials*. 2019;35(7):945-952. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.020.
91. Yoshihara K, Nagaoka N, Benino Y, Nakamura A, Hara T, Maruo Y, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Touch-Cure Polymerization at the Composite Cement-Dentin Interface. *Journal of Dental Research*. 2021;100(9):935-942. doi: 10.1177/00220345211001020.
92. Falacho RI, Marques JA, Palma PJ, Roseiro L, Caramelo F, Ramos JC, Guerra F, Blatz MB. Luting indirect restorations with resin cements versus composite resins: Effects of preheating and ultrasound energy on film thickness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2022;34(4):641-649. doi: 10.1111/jerd.12851.
93. Tomaselli LO, Oliveira DCRS, Favarão J, Silva AFD, Pires-de-Souza FCP, Geraldeli S, Sinhoreti MAC. Influence of Pre-Heating Regular Resin Composites and Flowable Composites on Luting Ceramic Veneers with Different Thicknesses. *Brazilian Dental Journal*. 2019;30(5):459-466. doi: 10.1590/0103-6440201902513.
94. Marcondes RL, Lima VP, Barbon FJ, Isolan CP, Carvalho MA, Salvador MV, Lima AF, Moraes RR. Viscosity and thermal kinetics of 10 preheated restorative resin composites and effect of ultrasound energy on film thickness. *Dental Materials*. 2020;36(10):1356-1364. doi: 10.1016/j.dental.2020.08.004.
95. ISO Standard, No. 4049:2019; Dentistry—Polymer-based restorative materials. International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2019.
96. Metalwala Z, Khoshroo K, Rasoulianboroujeni M, Tahriri M, Johnson A, Baeten J, Fahimipour F, Ibrahim M, Tayebi L. Rheological properties of contemporary nanohybrid dental resin composites: The influence of preheating. *Polymer Testing*. 2018;72:157-163. doi: 10.1016/j.polymertesting.2018.10.013
97. Fróes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dental Materials*. 2010;26(9):908-914. doi: 10.1016/j.dental.2010.03.023.

98. Pinelli LA, Fais LM, Ricci WA, Reis JM. In vitro comparisons of casting retention on implant abutments among commercially available and experimental castor oil-containing dental luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(5):319-324. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60308-X.
99. Carmello JC, Fais LM, Ribeiro LN, Claro Neto S, Guaglianoni DG, Pinelli LA. Diametral tensile strength and film thickness of an experimental dental luting agent derived from castor oil. *Journal of Applied Oral Science*. 2012;20(1):16-20. doi: 10.1590/s1678-77572012000100004.
100. Derceli Jdos R, Fais LM, Pinelli LA. A castor oil-containing dental luting agent: effects of cyclic loading and storage time on flexural strength. *Journal of Applied Oral Science*. 2014;22(6):496-501. doi: 10.1590/1678-775720140069.