

DENTİNE BAĞLANMA VE DEĞERLENDİRME METODLARI

DENTIN BONDING AND EVALUATION METHODS

Dt. Fatma AYAZ*

Doç. Dr. Dilek TAĞTEKİN*

Prof. Dr. Funda YANIKOĞLU*

Makale Kodu/Article code: 255
Makale Gönderilme tarihi: 29.01.2010
Kabul Tarihi: 27.05.2010

ÖZET

Dentin dokusuna bağlanabilen adeziv materyallerin geliştirilmesiyle dişhekimliğinde yeni bir çağ başlamıştır. Dentin dokusuna bağlanmada dentinin yapısı ve içeriğinden kaynaklanan güçlükler mevcuttur. Dentin, vital ve dinamik bir dokudur. Dentin tübül- lerinin çapının mine-dentin sınırından pulpaya doğru değişmesi, dentin sıvısının varlığı, smear tabakası ve dentinde oluşan fizyopatolojik değişiklikler dentine bağlanmayı zorlaştırmaktadır. Dentine bağlanmada self-etch ve total-etch olmak üzere farklı adeziv sistemler kullanılmaktadır. Bu derlemenin amacı, den- tine bağlanma mekanizmaları ve materyallerin bağlanma dayanımlarını değerlendirmekte kullanılan testler hakkında bilgi vermektir.

Anahtar kelimeler: Dentin, dental adezivler, bağlantı dayanımı testleri

ABSTRACT

With improvement of adhesive materials that can bond to dentin, a new age is started in dentistry. There are challenges in bonding to dentin related with dentin's structural properties and composition. Dentin is a vital and dynamic tissue. Differences in diameters of tubules at dentinoenamel junction and pulp tissue, presence of dentinal fluid, occurrence of smear layer and pathophysiological changes are challenges in bonding to dentin. Today, there are two different strategies in dentin bonding mechanism; self-etch and total-etch approach. The aim of this article is to evaluate dentin bonding mechanism and adhesion durability tests that are used to evaluate materials' bonding durability on dentin.

Key words: Dentin, dental adhesives, adhesion durability tests

GİRİŞ

Günümüzde, operatif diş hekimliği, minimal invaziv tedaviyi gerektirir. Bunun anlamı, sadece kayıp veya hastalıklı diş dokusunun, direkt olarak geriye kalan sağlam diş dokusuna bağlanacak olan restoratif materyal ile yer değiştirmesidir¹. Diş dokusuna bağlanma, inorganik diş dokusunun sentetik rezin ile yer değiştirmesi esasına dayanır. Mineden ve dentinden kalsiyum ve fosfat kaldırılarak mikroporo- zitelere oluşturulur. Resin, oluşturulan mikroporozitelere infiltre olarak polimerize olur. Bu durum, difüzyon mekanizmasına dayanan mikromekanik bağlanmayla sonuçlanır². Mikro mekanik bağlanma, asit işlemi uygulanmış mineye rezin tagların oluşması özelliği ile mineye bağlanmanın esas nedenini oluşturur³. Dentin dokusuna temel bağlanma mekanizması hibrit tabakasının oluşumuna dayanmaktadır. Bu tabaka ilk

kez 1982 yılında Nakabayashi ve ark. tarafından tanımlanmış ve demineralize dentin bileşikleri ile polimerize edilmiş rezinin moleküler düzeydeki karışımı şeklinde ifade edilmiştir⁴. Güncel adeziv sistemler uygulama tekniği ve etki mekanizmasına göre etch&rinse sistemler ve self-etch sistemler olmak üzere 2' ye ayrılmaktadır. Uzun dönem klinik takiplerin, zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan, bağlantı dayanımı testleri dental materyallerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır⁵. Derle- mede öncelikle dentin dokusunun histolojik, fiziksel ve kimyasal özellikleri ve bunların bağlanmadaki etkileri üzerinde durulmuştur. Günümüz adeziv sistemleri ve bağlanma mekanizmaları açıklanmıştır. Laboratuvar

* Marmara Üniversitesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı, İstanbul.



şartlarında dentin dokusuna bağlanmanın değerlendirilebilmesi için kullanılan test metodları ve kısmen de olsa ağız içi koşulları taklit etmeye yarayan düzenekler anlatılmaktadır.

A-DENTİN DOKUSUNUN BAĞLANMADAKİ ROLÜ, DENTİNİN YAPISI

İnorganik yapısı olgun minenin ağırlık olarak % 95-98'ini, hacim olarak ise % 86'sını oluşturmaktadır. Yapısını oluşturan esas madde hidroksiapatittir. Kalan kısmını ise su (ağırlıkça % 4, hacimce % 12) ve organik maddeler (ağırlıkça % 1-2, hacimce % 2) oluşturur. Mine, diş yüzeyindeki prizmasız mine kısmı haricinde derinliği ve yeri ne olursa olsun yapısal ve içerik olarak hemen hemen homojen sayılabilir^{2,6,7}.

Minenin aksine, dentin daha fazla su (ağırlıkça % 12) ve organik madde (ağırlıkça % 18) içermektedir. Organik madde Tip 1 kollajendir. Dentinin inorganik içeriği sadece % 70 hidroksiapatittir. Çok sayıda dentin tübülü pulpadan başlayarak dentinin kalınlığı boyunca mine-dentin sınırına dek uzanmaktadır. Bu dentin tübüleri, vital pulpa ile direkt bağlantı halinde olan odontoblastik uzantılar içermektedir. Mineden farklı olarak dentin, vital ve dinamik bir dokudur. Tübül çapları pulpa yüzeyinde 2.5 µm iken mine dentin sınırında 0.8 µm'dir. Aynı şekilde tübül sayısı pulpa komşu bölgede 45000/mm² iken mine dentin sınırında ise 20000/mm²' dir. Dentin tübüleri pulpal basınca bağlı olarak dışarı ya da içeri doğru hareketlilik gösteren dentin sıvısı ile doludur. Herhangi bir nedenle dentin dokusu açıldığında pulpal basınç nedeniyle kanallar içerisindeki sıvı genellikle dışarı doğru hareket ederek kavitenin nemlenmesine neden olur. Pulpal basınç 25-30 mm Hg veya 34-40 cm H₂O' dir². Hem tübül çaplarının artması, hem de dentinin nemliliğinin artması derin dentin dokusuna bağlanmayı zorlaştırır^{2,6,7}.

DENTİN YAPISINDAKİ FİZYOLOJİK DEĞİŞİKLİKLER

Dentin, yapısında ve içeriğinde patolojik ve fizyolojik değişikliklerin olduğu dinamik bir dokudur. Bu değişikliklerin başlıcaları sklerotik dentin ve çürük dentindir². Kwong ve ark. in vitro bir çalışmada etch&rinse ve self-etch sistemlerin her ikisi için de sklerotik dentin yüzeyinde sağlam dentinle karşılaştırıldığında bağlanma değerlerinde %25 düşüş kaydedildiğini bildirmişlerdir⁸. Bunun nedeni, sklerotik dentinde, dentin tübüllerinin kalsiyum fosfat kristalleri ile tıkanarak rezin

infiltrasyonuna engel olması ve aside dirençli hipermineralize bir yüzey tabakasının bulunmasıdır. Önemli bir bulgu olarak, hipermineralize tabakanın üstünde bakteriler tespit edilmiştir. Bazen, bakteriler parsiyel olarak mineralize matris içinde gömülü olarak bulunur. % 2'lik klorheksidin veya antibakteriyel adezivlerin kullanılması önerilir. Sklerotik dentinde self-etch adezivlerin kullanımından önce asit uygulanması geçerli bir tekniktir⁹. Çürükten etkilenmiş dentinde dentin tübüleri içerisinde çok miktarda aside dirençli mineraller bulunmaktadır. Bu mineraller dentin geçirgenliğini azaltmakta, bakteri ve bakteri ürünlerinin pulpaya geçişini önlemektedir. Genellikle enfekte olmayan bu tabaka, tekrar mineralize olabileceği için daha konservatif kavite preparasyonları ile korunmalıdır¹⁰.

Klinik uygulamada genellikle enfekte olan çürük doku temizlendikten sonra, çürükten etkilenmiş olan dentin yüzeyine bağlanma sağlanır. Bu dentin bölgesinde, kalsiyum fosfat kristalleri dentin tübüllerini tıkamıştır. Bu yapısal değişiklikler çürükten etkilenmiş dentine bağlanmayı zorlaştırır. Çürükten etkilenmiş dentine bağlanma kuvvetleri sağlam dentinden daha düşüktür, rezin ve dentin bağında zamanla sağlam dentine göre daha fazla zayıflama görülür¹¹.

Eğer kavite sınırları sağlam dentin veya mine dokusuyla sınırlıysa çürükten etkilenmiş dentin klinik olarak bir problem oluşturmaz ve rezin adezivlerle çok kuvvetli bağlantı kuvvetleri sağlanabilir¹².

DENTİN NEMLİLİĞİ

Dentin geçirgenliği ve dentin nemliliği, dentin kanallarının çapına, sayısına, kalan dentinin kalınlığına, dentin sıvısının konsantrasyonuna, içindeki çözünmüş maddelere ve smear tabakasının varlığına bağlıdır⁶. Dentin geçirgenliği kavite derinliğiyle neredeyse logaritmik bir artış gösterir. Bu artış, yüzeysel ve derin dentin arasındaki dentin tübüllerinin sayısı ve çapıyla ilgilidir¹³. Bu nedenle adeziv sistemlerin dentine bağlanma kuvvetleri bölgesel farklılıklar gösterebilir. Tübül sayısı ve tübül çapı dentin içinde homojen olmadığından su içeriği ve geçirgenlik de dentinin her yerinde aynı değildir. Pulpa boynuzları yakınında dentin tübüllerinin çapı ve yoğunluğu daha fazla olduğundan bu bölgedeki dentin geçirgenliği fazladır¹⁴. Derin dentine adezyon, intertübüler dentin alanının azalması ve buna bağlı olarak su içeriğinin artması nedeniyle yüzeysel dentine kıyasla çok daha güçlüdür¹⁵.



SMEAR TABAKASI

Smear tabakası, diş kesimi sonrasında diş dokusu üzerinde oluşan bir birikim tabakası olarak tanımlanır. Smear tabakasının kalınlık, yoğunluk, pürüzlülük ve altındaki diş dokusuna bağlanma derecesi yüzey preparasyonunun şekline göre değişir¹⁶. Smear tabakasının kalınlığı taramalı elektron mikroskop (SEM) çalışmalarına göre 0.5-2 µm' dir. Tüm preparasyon yüzeyini kaplar. Dentin tübülleri ağızları 'smear plug' denilen birikinti ile tıkalıdır. Smear plug, tübül içine doğru 1-10 µm uzayabilir. Smear tabakasının dentin tübüllerini kapatmasına ve smear plug oluşturmaya rağmen smear tabakası pörözdür ve az da olsa dentin sıvısının geçişine izin verir. Smear tabakasının dentin geçirgenliğini % 86 oranında azalttığı bildirilmiştir². Smear tabakası dentin geçirgenliğini azaltan bir difüzyon bariyeri olsa da aynı zamanda altındaki dentin tabakasına rezinin ulaşmasını engellemektedir¹².

Adeziv dişhekimliğinin gerektirdiği restoratif prosedürlerin bir parçası olarak smear tabakası kaldırılmalı, modifiye edilmeli veya smear tabakası üzerine rezin uygulanarak diş ve restoratif materyal arasında bağlanma sağlanmalıdır. İlk dentin adeziv sistemlerin düşük performansı smear tabakasının kaldırılmaması ve adeziv materyalin sadece smear tabakasına bağlanması, alttaki dentin dokusuna etki etmemesi ile ilgiliydi. Smear tabakasına düşük bağlanma gücünün üstesinden gelmek için iki farklı strateji kullanılır; bağlanmadan önce smear tabakasını kaldıran total-etch yaklaşımı veya smear tabakasına penetre olarak onu bonding tabakasına dahil eden self-etch yaklaşımı.

B- ADEZİV SİSTEMLERİN DENTİNE BAĞLANMADAKİ ROLÜ

Her ne kadar dental adezivler yakın dönemde sıklıkla kullanılmaya başlansa da bu alandaki ilk adımlar uzun bir süre önce atılmış, oldukça geniş araştırmalar ve büyük aşamalar kaydedilerek bugünkü seviyeye ulaşılmıştır.

İlk dentin adezivler oldukça hidrofobikti (suyu sevmeyen) ve bağlanma için kuru diş yüzeyleri gerekliydi. Adezivler smear tabakasının üzerinden uygulandılar ancak smear tabakasının altına penetre olamadılar. 2- HEMA ilave edilen adezivler üretildikten sonra, adezivlerin dentini ıslatabilirlikleri ve nem toleransları arttı¹⁷.

TOTAL ETCH TEKNİĞİ

Smear tabakasını çözmek ve yüzeysel

hidroksiapatit kristallerini demineralize etmek için mine ve dentine asit jel uygulanır. Bu işlemi takiben organik bir çözücüde çözülmüş rezin monomerlerin (primer/ adeziv) karışımı asit uygulanmış mine ve dentine uygulanır¹⁸. Asidik solüsyonlar ile smear tabakasının kaldırılması, açığa çıkmış dentin yüzeyine sıvı çıkışıyla sonuçlanır. Bu sıvı çıkışı adezyonu engeller. Çünkü, nemli yapısından dolayı hidrofilik olan dentine hidrofobik olan rezin bağlanamaz. Asit uygulanmış dentini havayla kurutmak da kollajen fibril matriksinin çökmesine neden olarak rezin infiltrasyonunu engeller. Bu nedenle nemli ortama uyumlu dentin adezivler geliştirilmiştir⁶. Kanca adlı araştırmacının bulduğu "wet bonding" tekniğinde etanol veya aseton gibi organik bir çözücüde çözülmüş hidrofilik ve hidrofobik monomerler tek bir şişede birleştirilmiştir. Çözücü dentin yüzeyinden ve nemli kollajen ağından suyla yer değiştirerek rezinin kollajen ağı içine penetrasyonuna olanak verir¹⁹.

Total-etch sistemlerde dentinin ne kadar kurutulması gerektiği adezivin aseton, etanol veya su bazlı oluşuna göre değişir¹⁷. Su bazlı sistemler oldukça kuru olan dentin yüzeylerini tolere edebilirler. Çözücülerinden biri su olan adezivler çökmüş kollajen ağını tekrar genişletebilirler. Kuru dentin yüzeylerine su/ etanol bazlı sistemlerin bağlantı kuvvetleri aseton bazlı sistemlerden daha yüksektir²⁰. Aseton bazlı bondinglerin başarısı için, etanol bazlı bondinglere göre, mutlaka wet-bonding tekniği kullanılması gereklidir²¹.

SELF ETCH TEKNİĞİ

Wet bonding tekniğinin teknik hassasiyetini azaltmak için uygulanan diğer teknik, su-HEMA primerlerde çözülmüş daha asidik monomerlerin kullanımınıdır. Bu metodla kullanılan materyaller "self-etch primer adezivler" olarak adlandırılır. Bu, su içeren adezivler smear tabakasının üzerinden altındaki dentini demineralize edebilecek derecede asidiktirler¹⁷. Aynı bir asitleme & yıkama işlemine gerek duymazlar ve teknik hassasiyetini azaltırlar¹. Self-etch sistemlerin diğer bir avantajı da demineralizasyon derinliği ve rezin infiltrasyon derinliği arasında fark olmamasıdır^{1,22}.

Güçlü self-etch adezivlerin pH değeri 1 veya daha düşüktür. Zayıf self-etch adezivlerin pH'sı yaklaşık olarak 2'dir ve dentini sadece 1µm derinliğinde demineralize ederler. Yine de hibridizasyonla mikromekanik bağlanma sağlamak için yeterli yüzey pürüzlülüğü sağlarlar¹. Zayıf self-etch adezivler aside dirençli



olan aprizmatik minede demineralizasyon sağlamak için yetersizdirler. Zayıf self-etch adezivler kullanılırken mine kenarlarına bizotaj yapılması önerilir¹⁷.

Self-etch primerleri daha basitleştirmek için, üreticiler tek basamaklı self-etch adezivleri sunmuşlardır. Bu, all-in-one adezivler 2- basamaklı self-etch primerlerden daha asidik ve daha hidrofilitirler¹⁷. Basitleştirilmiş dentin adezivleri ıslak dentine bağlanmayı güçlendirmek için oldukça hidrofilik üretilmişlerdir. Yüksek konsantrasyonda hidrofilik ve/ veya iyonik rezin monomerlerin bu adezivlere ilave edilmesi rezin dentin bağına su hareketini artırır. Su salımı, polimerin şişmesi ve plastikleşmesine neden olarak mekanik özelliklerini azaltır. Zamanla rezin dentin bağında hidrolitik ve enzimatik yıkım gözlenir. Pashley ve ark.²³ yaptıkları bir çalışmaya göre derin dentinde daha hidrofobik adeziv sistemlerin seçilmesini daha başarılı bulmuşlardır.

Bazı son geliştirilen all-in-one adezivlerin pH değeri 2 veya daha yüksek olup smear tabakasını modifiye edebilir veya parsiyel olarak kaldıracırlar. Bu etki, rezin uygulaması sırasında dışarı doğru sıvı çıkışını azaltabilir. Yine de, smear tabakası pöröz yapıdadır ve dentinal sıvının tamamen çıkışını engelleyemez¹³.

Bazı self-etch adezivlerin pH değerleri

Adeziv(üretici)	pH
AdheSE (Ivoclar Vivadent)	1.7
Adper Prompt L-Pop (3M ESPE)	0.9–1.0
Clearfil S3 Bond (Kuraray)	2.4
Clearfil SE Bond (Kuraray)	1.8
iBond (Heraeus Kulzer)	2.2
Xeno IV (Dentsply Caulk)	2.5

Bazı çalışmalar, total-etch sistemi kullanıldığında farklı dentin smear tabakalarında bağlanma kuvveti açısından bir farklılık bulamamıştır. Çünkü total-etch sisteminde asit tüm smear tabakasını çözerek kaldırır. Oliveria ve ark.⁴ çalışmalarında self-etch sistemlerin ince bir smear tabakası oluşturan yöntemlerle hazırlanmış diş yüzeylerinde daha güçlü bağlantı kuvvetleri oluştuğunu bildirmişlerdir. Yine karbid frezlerin, elmas frezlere göre daha ince bir smear tabakası oluşturduğu ve karbid frezlerle hazırlanmış kavitelere self-etch sistemler kullanıldığında elmas frezlerle hazırlanmış kavitelere göre

bağlantı kuvvetlerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada da smear tabakası kalınsa, zayıf asidi olan self-etch sistemlerin etkisinin yeterli olmadığı ve adeziv rezinin penetrasyonunun kısıtlandığı belirlenmiştir¹⁴.

DENTİNE BAĞLANMANIN İN VİTRO KOŞULLARDA DEĞERLENDİRİLMESİ

Hızla gelişmekte olan adeziv dişhekimliğinde, kullanıma sunulan yeni bir ürünün klinik uygunluğunu değerlendirebilmek için yapılan in vivo testler uzun zaman gerektirirken maliyeti yüksek ve standardizasyonu zor metodlardır. Bu nedenle araştırmacılar için etkin ve çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları kıyaslanabilir in vitro testler, bağlantı direncinin belirlenmesinde in vivo metodlara oranla daha fazla tercih sebebi olmuştur²⁴.

Bağlantı Kuvvet Testleri

Adezivleri değerlendirmede bağlantı kuvveti testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Biomateryal ve diş arasındaki adezyon ne kadar güçlüyse rezin polimerizasyonu ve oral fonksiyon sırasında oluşan streslere oranda dayanıklı olacaktır²⁵. In vitro koşullarda dental malzemelerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede en çok makaslama (shear) ve mikro-çekme (micro-tensile) bağlantı kuvvetleri test yöntemleri kullanılmaktadır²⁶.

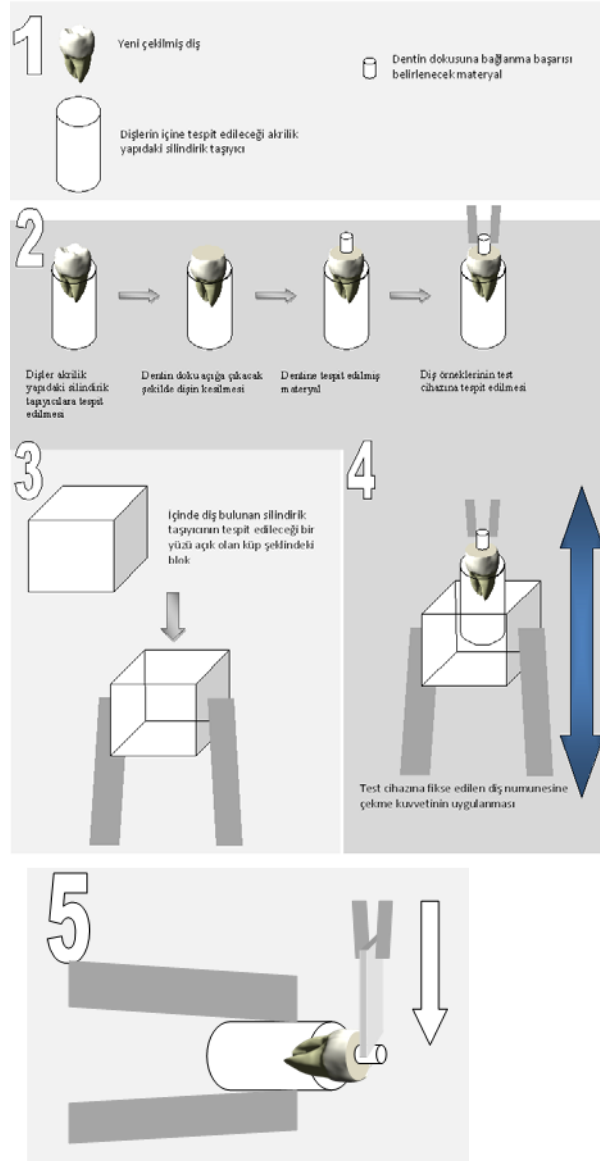
Temel olarak diş-restorasyon arasında oluşan gerilim paralel veya dik olmalarına göre makaslama veya çekme gerilimi olarak tanımlanabilir (Resim 1-5).

1) Çekme testi; bir çekme testinde yapışma bölgesi diş yüzeyine 90° açıyla yani dik olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Bu testte dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılanmasından kaynaklanan artifakt sonuçlar olabilir²⁷.

2) Makaslama testi; yapışma bölgesi diş yüzeyine paralel olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Örnekler makine içinde özel bir parça kullanılarak sabitlenir ve diş yüzeyine paralel olarak belli bir hızla hareket eden makaslama kafası yardımı ile kırılır²⁷. (Resim 6).

Çekme ve makaslama kuvvetleri testleri, restorasyonların ağız ortamında maruz kalacakları olası gerilimleri taklit ederek materyal direncini araştırmaya yönelik testlerdir.





Resim 1-5. Makaslama ve çekme testlerinin uygulanışı.



Resim 6. Makaslama testinin uygulandığı düzenek.

Ağız içi Koşulları Taklit Etme Yöntemleri

Bağlanma testlerinde dişlerin deney öncesi saklama koşullarının yanısıra deneysel materyaller uygulandıktan sonra kopma deneyinden önce yapılan işlemler de önem taşımaktadır²⁸.

1) Bekleme ile yaşlandırma; En sık kullanılan yapay yaşlandırma tekniği uzun dönem suda bekletmedir. Örnekler 37 C° de suda belli bir süre bekletilmektedirler. Bu periyot birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süreler olabilir. Çoğu çalışma bağlanma kuvvetlerinde kısa bir bekleme periodundan sonra bile azalma olduğunu göstermiştir²⁹. Bağlanma kuvvetlerindeki azalma, rezin veya kollajenin hidrolizle yıkımına bağlıdır. Ayrıca su, polimerize matrikse infiltre olarak mekanik özelliklerinin azalmasına neden olur. Artık monomerler de bağlantıyı zayıflatır^{30,31}.

2) Termal Siklüs (ısısal döngü ile yaşlandırma); Suda 5-55 C° arasında 1000 siklüs 1 yıllık oral fonksiyona karşılık gelmektedir. Etki mekanizması iki yolla olur; Sıcak su, rezin veya kollajenin hidrolizini hızlandırır. Su alımı ve yıkım ürünlerinin veya zayıf polimerize olmuş rezin oligomerlerinin atılmasına neden olur³². Restoratif materyali dişe kıyasla yüksek büzülme/genleşme katsayılarından dolayı tekrarlayan büzülme ve genleşme diş ile materyal arayüzü boyunca çatlaklar oluşmasına neden olur. Bu çatlaklar boşluklara dönüşür ve oral sıvıların içeri ve dışarı çıkışına izin verir³³ (Resim 7).



Resim 7. Isısal çevrim işlemi ve cihazın zamanlayıcı, termometre uygulanması ve sayıcı kumandası.

3) Okluzal yüklemle ile yaşlandırma; Mekanik yüklemle stresini taklit etmek için in vivo oluşan streslere benzer stresler yüklenmelidir. Çiğneme simulatörlerinde örnekler yaşlandırıldıktan sonra bağlanma etkinliği ölçülür³⁴ (Resim 8).

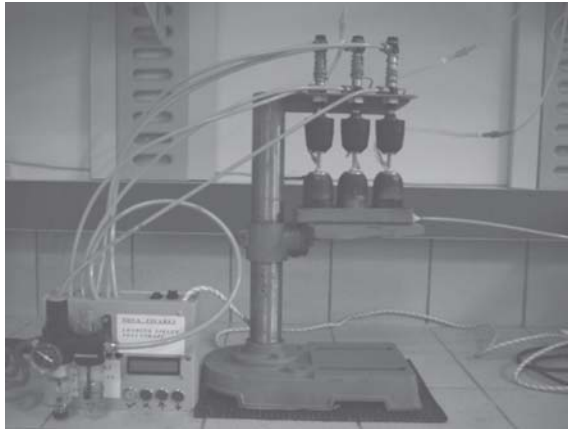
4) Kırılma Dayanıklılığı; Materyaldeki çatlak başlanması ve yayılması incelenir. Kırılma dayanımı materyalin çatlak yayılımına direncinin ölçülmesidir. Numunenin geometrisine, yüzey pürüzlülüğüne,

test konfigürasyonu gibi faktörlere bağlıdır. Kırılma dayanıklılığı materyalin yapısal özelliği olduğundan test tipinden bağımsızdır²⁵.

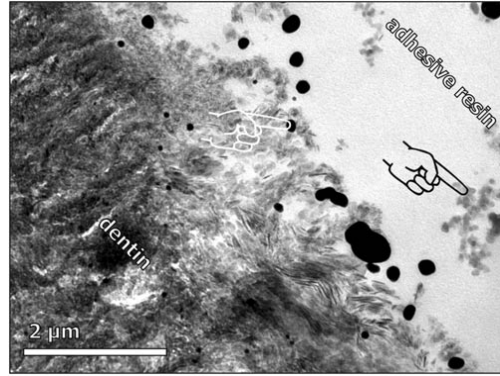
5) Yorulma Direnci; Klinik koşullarda diş/kompozit bağları fonksiyon sırasında döngüsel, kritik sınırın altındaki yüklerle maruz kalırlar. Bu döngülerin her biri tek başına yıkıma neden olmaz fakat zamanla büyüyen çatlaklar oluşturarak marjinal bozulmaya ve restorasyon kaybına neden olur. Yorulma, materyalin kırılma gücünün altında tekrarlayan stres uygulamalarından sonra, mekanik özelliklerde oluşan azalmadır.

Yorulma testleri, materyal ve ara yüzün çok sayıda döngüden sonra çatlak oluşumuna dayanımı hakkında bilgiler verir³⁵.

6) Sızıntı; Mikrosızıntı, bakteriler, sıvılar, moleküller ve iyonların kavite duvarı ve restoratif materyal arasından geçişidir. Mikrosızıntıyı tespit etmek için; in vitro olarak organik boya penetrasyon ve kantitatif metot olan sıvı ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Nano sızıntı, hibrid tabakası ile sağlam dentin arasındaki sızıntıdır. Morfolojik olarak çok küçük Ag iyonlarının infiltrasyonu ile gözlemlenir. Boya penetrasyonu ve konfokal lazer tarayıcı mikroskop ile kantitatif olarak ölçülebilir²⁵ (Resim 9).



Resim 8. Vega chewing simulator, Nova Tic, Konya, Turkey.



Resim 9. Adeziv arayüzüne gümüş partiküllerinin penetrasyonunu gösteren TEM görüntüsü. Hibrit tabaka ve adeziv rezin arasında dağılmış gümüş partikülleri (beyaz ok), adeziv rezinin nanoldürücüleri (siyah ok)²⁵.

Al-Ehaideb ve Mohammed³⁶ iki basamaklı total-etch sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 15,06- 22,51 MPa ortalama bağlantı kuvveti elde etmişlerdir. Swift ve ark.¹² ise bu sistemler için değişken değerler elde edildiğini, ancak genellikle 20 MPa civarında makaslama bağlantı kuvveti değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir.

Yapılan bir çalışmada 2- basamaklı etanol-su bazlı OptiBond Solo'nun makaslama bağlantı kuvveti suda bekletme ve termal siklus işlemlerinden sonra azaldığı görülmüştür³⁷. Aseton bazlı adezivlerle mükemmel in-vitro bağlanma kuvveti sağlansa da teknik hassasiyet gerektirmelerinden dolayı uzun dönemde klinik başarıları düşük bulunmuştur¹. De Munck ve ark.²⁵ klinik çalışmalarında 2- basamaklı total-etch adeziv olan One-Step ile restore edilen servikal kavitelere 3 yıl sonunda % 50 restorasyon kaybı, 3- basamaklı total-etch adeziv olan All-Bond 2 ile restore edilen servikal kavitelere bir yıl sonunda % 2, üç yıl sonunda % 27 restorasyon kaybı belirlemişlerdir.

All-in-one adezivlerle ilgili problem yarı geçirgen membranlar gibi davranmalarıdır. Bu materyaller, suyu bağlantı yüzeylerinden geçirerek rezin dentin bağında hidrolitik yıkıma izin verirler. Erken dönemde yüksek bağlantı kuvveti değerleri elde edilse de zamanla bağlanma etkinliklerinin azaldığı bulunmuştur²⁵.

Sınırlı sayıda in vitro veriye göre 'zayıf' 2- basamaklı self-etch adezivler oldukça dayanıklı bulunmuşken, all-in-one adezivler in vitro olarak daha az dayanıklı bulunmuşlardır. Klinik çalışmalarda da 'güçlü' bir-basamaklı self-etch adeziv Prompt L-Pop bir yıl sonunda % 65 retansiyon gösterirken, 'hafif' 2- basamaklı self-etch adeziv Clearfil SE Bond, iki yıla

kadar mükemmel sonuçlar göstermiştir²⁵. Şengün ve ark.³⁸ yaptıkları çalışmalarında yedinci jenerasyon (self etch 2 basamaklı) adezivlerin dentine makaslama dayanımlarını karşılaştırmışlar, benzer asiditeye sahip adezivler kullanmalarına rağmen farklı sonuçlar bulmuşlar bu durumun dentinde demineralizasyon yapan ve dentin yapıları ile bağlantı oluşturan farklı asidik monomerlerden kaynaklandığı sonucuna varmışlardır. Ülker ve ark.³⁹ self etch adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmak ve yapay yaşlandırmanın (termal siklüs ve/veya mekanik yükleme) mikrogerilim bağlanma kuvveti ve nanosızıntıya etkisini araştırdıkları çalışmalarında iki-basamaklı self etch adezivlerin, tek basamaklı self etch adezivlerden daha iyi performans gösterdiklerini bulmuştur. Belli ve ark.⁴⁰ mekanik yüklemenin mikrogerilim bağlantı kuvvetini önemli ölçüde azalttığını, total etch adeziv sistemlerin all in one adezivlerden daha yüksek bağlantı kuvveti değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Geçen birkaç yıl içinde çok sayıda adeziv piyasaya sunulmuştur. Fakat bunlardan bazılarının üreticilerin iddia ettiği performansı destekleyen kapsamlı testleri yapılmamıştır. Bazı self-etch adezivlerle erken dönemde yüksek rezin-dentin bağlanma kuvvetleri elde edilse de termal ve mekanik streslere karşı dirençlerinin zamanla azaldığı belirlenmiştir. Total-etch adezivler rutin klinik uygulamada hala bir standart olarak kabul edilmektedir¹⁸.

SONUÇ

Dentin dokusuna bağlanma değerlerinin daha doğru bulunabilmesi için laboratuvar koşullarında ağız içi koşulları taklit eden yöntemlerin mutlaka kullanılması gerekmektedir. Aksi takdirde testler sonucunda elde ettiğimiz değerler gerçeği yansıtmaz.

KAYNAKLAR

1. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y. Buonocore Memorial Lecture, Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3): 215-235.
2. James B. Summitte, J. William Robbins, Thomas J. Hilton, Richard S. Schwartz. *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach.* Third Edition. 2006 Quintessence Publishing.
3. Nalçacı A. The Effect of Self-etch and One Bottle Bonding Systems in Class V Cavities on Microleakage. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2005;32(2):85-90,.

4. Nakabayashi N. Resin reinforced dentin due to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive interface. *J Jpn Dent Mater* 1982;1:78-81.
5. Özyeşil A, Günel Ş, Belli S, Eskitaşçıoğlu G. İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile) *SÜ Dişhek Fak Derg,* 2009;18:118-121.
6. Clifford M. Sturdevant, Theodore M. Roberson, Harald O. Heymann, John R. Sturdevant. *The Art and Science of Operative Dentistry.* Third Edition. Mosby- Year Book, 1995.
7. Avery JK. *Essential of oral histology and embryology. Aclinical Approach.* St. Louis, Baltimore, Boston. Mosby Year Book, 1992.
8. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagaran A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater.* 2002;18:359-369.
9. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent.* 2004;32(3):173-196.
10. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-Etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler Bölüm I: Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2008;32(4):33-48.
11. Erhardt MCG, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA. Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dent Mater.* 2008;24:786-798.
12. Swift JE. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24:456-461.
13. Yuan Y, Shimada, Ichinose S, Sadr A. Effects of dentin characteristics on interfacial nanoleakage. *J Dent Res.* 2007;86:1001-1006.
14. Yeşilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(2):26-36.
15. Giannini M, Carvalho RM, Martins LRM, Dias CTS, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent.* 2001;3:315-324.
16. Oliveria SA, Pugach MK, Hilton FJ, Watanabe LG. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater.* 2003;19:758-767.



17. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? J Can Dent Assoc. 2003;69(11):726-31.
18. Perdiga OJ. New developments in dental adhesion. Dent Clin N Am. 2007;51:333-357.
19. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. Quintessence Int. 1992;23:39-41.
20. Tay FR, Pashley DH, Manso PA. Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. Dent Mater. 2008;24:476-482.
21. Ritter AV, Bertoli C, Swift EJ Jr. Dentin bond strengths as a function of solvent and glutaraldehyde content. Am J Dent 2001;14:221-226.
22. Proença JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MCG. Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. Dent Mater. 2007;3:1542-1548.
23. Sauro S, Pashley DH, Mannocci F, Tay FR. Micropermeability of current self-etching and etch&rinse adhesives bonded to deep dentine: a comparison study using a double-staining/ confocal microscopy technique. Eur J Oral Sci. 2008;116:184-193.
24. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. Dent Mater. 2000;6(3):180-187.
25. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118-132.
26. Al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. Quintessence Int. 1997;28:717-23.
27. Özyöney G. Aşırı madde kayıplı kişilerde IPS Empress II onley restorasyonların klinik ve in vitro şartlarda incelenmesi. M.Ü Diş Hek Fak Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, Doktora Tezi, İstanbul, 2008.
28. Güven G, Altun C. Restoratif dişhekimliğinde bağlanma kuvveti testleri. Türk Dişhekimliği Dergisi 2007; 67(14):4-8.
29. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. J Dent Res 2003;82:136-140.
30. Santerre JP, Shajii L, Leung BW Relation of dental compositeformulations to their degra- dation and the release of hydrolyzedpolymeric-resin-derived products. Crit Rev Oral Biol Med. 2001;12:136-151.
31. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga Kudo et al. Micromorphological changes inresin-dentin bonds after 1 year of water storage. Biomed Mater Res 2002;63:306-311.
32. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. J Dent Res 2000;79:1385-1391.
33. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 1999;27:89-99.
34. Frankenberger R, Strobel WO, Kramer N, Lohbauer U, Winterscheidt J, Winterscheidt B, et al. Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods. J BiomedMater Res Part B: Appl Biomater. 2003; 67(B):712-721.
35. Baran G, Boberick K, McCool. Fatigue of restorative materials. Crit Rev Oral Biol Med J 2001;12:350-360.
36. Al-Ehaideb A, Mohammed. Shear bond strength of 'one- bottle' dentin adhesives. J Prosthet Dent. 2000; 84(4):408-412.
37. Giannini M, Seixas CAM, Reis AF, Pimenta LAF. Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. J Esthet ResDent 2003;15:43-49.
38. Şengün A, Yalçın M, Kocabaşoğlu A. Yedinci jenerasyon adeziv sistemlerinin dentine makasla- ma bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg. 2009;3:156-160.
39. Ulker M, Ozcan M, Sengun A, Ozer F, Belli S. Effect of Artificial Aging Regimens on the Performance of Self-Etching adhesives J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater. 2010;93(B):175-184.
40. Belli S, Ozcopur B, Yesilyurt C, Bulut G, Ding XD. The Effect of Loading on ITBS of Four All-In-One Adhesives On Bonding to Dentin J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2009;91(B):948-956.

Yazışma Adresi

Doç. Dr. Dilek TAĞTEKİN
Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı
Güzelbahçe Büyükciftlik Sok. No:6
34365 Nişantaşı İSTANBUL
Tel: 0212 231 91 20
e-posta: dtagtekin@marmara.edu.tr

