

DERLEME

Ortodontik Amaçla Kullanılan Yapıştırma Simanları

Adhesive Cements For Orthodontic Usage

Nilüfer DARENDELİLER*, Çağrı ULUSOY*

ÖZET

Yapıştırma simanları farklı uygulamaları ile diş hekimliğinde geniş bir alanda kullanılan materyallerdir. Ortodontik aygıtları dişlere yapıştırmak amacıyla çeşitli dental siman ve rezin adezivler kullanılmaktadır. Bu amaçla kullanılan dental simanların dişlere bağlanma gücü artarsa; uygulanan aygıtların boyutları küçülecek ve hastaların memnuniyeti artacaktır. Ortodontik çalışmalarda başarılı sonuçların elde edilebilmesi için yapıştırıcı simanlar ve uygulama teknikleri ile ilgili daha ileri çalışmalar yapılması gerekmektedir.

Anahtar sözcükler: yapıştırma simanları, ortodonti

Geliş tarihi : 22.02.2005

Kabul tarihi : 19.04.2005

ABSTRACT

Adhesive cements, which have different application types, have extensive usage in dental profession. Various types of dental cements and resin adhesives are used in order to paste the orthodontic apparatus to the teeth. If the bonding strength of the dental cements that are used for this reason increases, the sizes of the applied apparatus will become smaller and the orthodontic patients will be more delighted. Further studies about adhesive cements and application techniques must be done to achieve more successful results in orthodontic practice.

Key words: Adhesive cements, orthodontics

Received date : 22.02.2005

Accepted date : 19.04.2005

Ortodontik amaçla kullanılan aygıtlar, hastanın görünüşü ve oral fonksiyonunu minimal düzeyde etkilemeli ve ağız hijyenini bozmamalıdır. Ortodontik aygıtları dişle yapıştırmak amacıyla çeşitli dental siman ve rezin adezivler kullanılmaktadır. Bu amaçla kullanılan dental simanların dişle bağlanma gücü arttıkça, dişle uygulanan ortodontik aygıtların boyutları daha küçüldüğü için hastaların memnuniyeti de artmaktadır¹.

Yapıştırma simanları, değişik uygulamaları ile diş hekimliğinde geniş bir alanda kullanılan materyallerdir². Ancak bu materyallerin klinik endikasyonları ve kontrendikasyonları arasında önemli farklılıklar vardır. Vakalara göre materyal seçiminde hekimlerin, kullanacakları materyalin özelliklerini, avantajlarını ve sınırlı kullanılmaları gereken durumları göz önünde tutmaları gereklidir¹.

Dental yapıştırma simanları genellikle toz-likit veya iki pat şeklindeki komponentlerden oluşmakta-

dır. Likitleri asidik iken, tozları bazik yapıda cam veya metalik oksitler içerir ve bunlar karıştırıldığı zaman siman nötralizasyon reaksiyonu ile belli süre içinde sertleşir³. Bir kısım simanların sertleşmesi ise değişik ışık kaynakları ile olur. Bazı simanlar kırılğan yapıya sahip olup basma kuvvetlerine karşı dirençlidirler, ancak çekme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır¹. Tüm bu özelliklere göre yapıştırma simanlarını şöyle sıralayabiliriz:

- 1- Çinko fosfat siman
- 2- Polikarboksilat siman
- 3- Cam iyonomer siman
- 4- Resin modifiye cam iyonomer siman
- 5- Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer)
- 6- Resin siman

Çinko fosfat siman ve polikarboksilat siman ortodonti pratiğinde rutin olarak kullanılmamaktadır. Çinko fosfat siman bir asırdan fazla bir süredir dental siman olarak kullanılmıştır⁴. Polikarboksilat siman, diş dokusuna adezyon göstererek yapışan ilk

* Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara

siman sistemidir. Bu simanlar başta protetik tedavi olmak üzere diğer dental alanlarda yapıştırma simanı olarak geniş kullanım alanı bulmaktadırlar.

Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer simanlar (CIS) 1970'lerden beri restoratif materyaller olarak kullanılmaktadır. Bu simanlar diş hekimliğinde oldukça geniş kullanım alanı bulmuş olup, kavite liner, yapıştırıcı siman, sealant ve restoratif materyal olarak kullanılmaktadır⁵. Silikat ve polikarboksilat simandan türetilmişler. Bu simanlara polialkenoat simanlar da denilmektedir. Bu materyal toz-likit veya toz-su sisteminden oluşmaktadır. Tozu, asit çözünürlüğü olan kalsiyum fluoroalüminosilikat camdır. Stronsiyum, baryum ve çinko oksit radyoopasiteyi sağlaması için eklenmiştir. Likitinde ise, poliakrilik asidin %50'lik sulu çözeltisi ve bir miktar tartarik asit bulunmaktadır².

Cam iyonomer simanlar formülasyonları ve potansiyel kullanımlarına göre üçe ayrılırlar; Tip I yapıştırma ajanı, Tip II restoratif materyal, Tip III ise kaide materyali olarak olarak kullanılır. Cam iyonomer simanın dişe bağlanma mekanizmasının, poliasidin karboksil grubu ile apatit kristallerinin kalsiyumu arasında oluşan şelasyon olduğu düşünülmektedir. Yüksek miktardaki inorganik yapısından dolayı mineye bağlanmaları dentine bağlanmalarından daha fazladır. Cam iyonomer simanlarda flor salınımı mevcuttur. Flor salımı nedeniyle cam iyonomer simanlar karyostatik ve antimikrobiyal aktivite gösterirler⁶. CIS'ların sertleşmesi asit-baz reaksiyonu ile olmaktadır⁷.

Braketlerin yapıştırılmasında CIS'ların kullanıldığını belirten yayınlar vardır^{8,9}. Mine dokusunda oluşan demineralizasyonu inhibe etmesi ve materyalde değişiklikler yapılarak, bantların tutuculuğunu artırması nedeniyle çürüğe meyilli hastalarda CIS'lar ortodontistler tarafından bantların yapıştırılması amacıyla kullanılmaktadır^{10,11}. Ancak rezin ile yapıştırılan bantlara nazaran CIS ile yapıştırılan bantların tutuculuğu daha az bulunmuştur¹²⁻¹⁵. Ortodontistler geleneksel CIS'lar ile yapıştırılan braketlerin tutuculuğunun yeterli olmadığı görüşündedir¹⁶.

Rezin-Modifiye Cam İyonomer Siman (RMCIS)

Rezin-modifiye cam iyonomer siman materyalinde suyun yerini HEMA ya da Bis-GMA gibi bir rezin almıştır. İlave olarak az miktarda başlatıcılar ve stabilizörler içerirler. Bu simanlar metal poliakrilat tuzu ve polimerin oluşmasına yol açan reaksiyonun ışıkla başlamasıyla ya da fluoroalümino silikat cam tozu ve polialkenoik asitin asit- baz reaksiyonu ile sertleşir¹⁷. Karıştırılmış simana ışık uygulandığında HEMA'nın serbest radikallerinin polimerizasyonu ile ilk sertleşme başlar ve poliHEMA matriksi oluşur. Sertleşme sonrası iki tip matriks oluşur. Bunlardan biri metal poliakrilat tuzlarının oluşturduğu matriks, diğeri ise polimer matrikstir. Asit-baz reaksiyonu ise, toz ve likidin karıştırılmasından itibaren yavaş bir hızla ilerlemekte olup, 24 saat sürer. Bu simanlara hibrit cam iyonomer simanlar da denilmektedir¹⁸.

RMCIS'ların geliştirilmesi ortodontide CIS'ların kullanımını büyük ölçüde arttırmıştır¹. RMCIS'lar geleneksel CIS'lara göre daha üstün fiziksel özelliklere sahiptirler. Florid salım/alım özellikleri ve çürük önlemedeki etkinliği geleneksel CIS'lara benzer.

Poliasit Modifiye Kompozit Rezin (PMKR)

Poliasit modifiye kompozit rezin, kompomer olarak da adlandırılmaktadır^{6,19-22}. Kompomerler tek komponentli sistemler olup, alüminosilikat cam, karboksil modifiye rezin monomerler ve ışıkla aktive olan geleneksel rezin monomerlerden oluşmuştur. PMKR'ya ışık uygulandığı zaman polimerizasyon başlar. Materyalin ağız ortamı ile temas etmesi sonucunda materyal içine su emilimi başlar. Bu durum günlerce, hatta haftalarca devam edebilir. Sonuçta materyalden H iyonları salınarak cam partikülleri ile reaksiyona girer ve asit-baz reaksiyonu başlayarak florid salımı da gerçekleşir^{19,20,22-25}. Su emilimi ve diffüzyon dinamiği nedeniyle PMKR bünyesindeki floridlerin reşarj olduğu bazı araştırmacılar tarafından bildirilmektedir²⁶⁻²⁹. Ortodontik kompomer adezivlerin uygulanmasından önce asit uygulanması ve diğer yüzey düzenleme işlemlerinin yapılması, ayrıca bağlanma yüzeylerinin kuru olması gerekmektedir²⁸. Kompomerler fiziksel

özellikler açısından RMCIS'lerden daha üstündürler, kısa sürede sertleşerek çiğneme kuvvetlerine daha dayanıklı hale gelirler. Ancak fiziksel özellikleri rezin adezivlerden daha düşüktür.

Rezin Siman (Adeziv)

Rezin adezivler, rezin monomer ve dolduruculardan oluşmuştur¹. Rezin yapıştırma simanlar polimerizasyon şekillerine göre 3 grupta toplanır:

- 1- Kimyasal olarak polimerize olan
- 2- Işık ile polimerize olan
- 3- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (Dual-cure)

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar çift pat sistemiyle ya da toz-likit şeklinde üretilmiştir. Toz-likit sisteminde, toz iyi dövülmüş borosilikat (veya silika cam), polimer toz ve organik peroksit başlatıcıdan oluşur. Likitte ise amin hızlandırıcı içeren BisGMA ve/veya diğer metakrilat monomerleri bulunur. Pat sisteminde ise, patlardan her biri yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyonu hızlandıran tertiyer amin vardır.

Işık ile polimerize olan rezin simanlar son yıllarda tek pat sisteminde üretilmektedirler³⁰⁻³⁵. Tek pat halindeki bu simanlarda ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Işık uygulanma süresi 40 saniyeden az olmamalıdır.

Hem kimyasal, hem de ışık ile polimerize olan sistemler, iki pat ya da toz-likit şeklinde bulunurlar. Çift yönlü sertleşen simanın baz kısmında, diketon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise, kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Çift yönlü sertleşen simanlarda hem bir foto başlatıcı olan kamforokinon, hem de kimyasal aktivatör olan peroksit bulunur³.

Rezin simanlar, rezin kompozit restoratif materyallerine ve silanlanmış porselene kimyasal olarak bağlanır. Ayrıca rezin simanlar kumlanmış temel metal alaşımlarıyla mikromekanik bağlantı oluştururken; rezin yapısı metal yüzeyinin oksit tabakası ile kimyasal bağ yaparak iyi bir adezyon ortaya koyarlar.

Rezin adezivler asit uygulandıktan sonra yıkanıp kurutulmuş mine dokusuna RMCIS'lerin bağlanma mekanizmasına benzer tarzda bağlanma gösterirler¹. Rezin monomerler karboksil grupları içermediği için mine, dentin ve metallerle şelasyon göstermezler. Asit uygulanmasından sonra, diğer yüzey düzenleme işlemlerinin yapılması ve kuru bir çalışma alanının sağlanması, rezin adezivlerin mineye adezyonu için önemlidir³⁶⁻³⁹. Işıkla polimerizasyon başlatıldıktan sonra adezivler, optimal fiziksel özelliklerini kazanmış olurlar ve simanlara oranla kırılmaya karşı daha dayanıklıdırlar.

Farklı maddelere bağlanma yeteneği, yüksek dayanıklılık ağız ortamında çözünmezlik ve uyumu renk potansiyeli rezin kompozit simanların estetik tip restorasyonlar için kullanımlarını sağlamıştır¹⁷.

Ortodontik uygulamalarda önemli bir yer tutan braketlerin mine dokusuna bağlanma kuvvetleri ve dental simanların ortodontik tedavi sahasında kullanımı ile ilgili olarak literatürde birçok çalışma yer almaktadır^{1,4,11,16,27,40-45}. Ortodontik braketlerin mine dokusuna bağlanma kuvvetinin etkileyen birçok faktör vardır:

- mineye uygulanan asidin tipi,
- konsantrasyonu,
- asitin uygulanma süresi,
- adezivin yapısı,
- kaidesinin dizaynı,
- braketin materyali,
- ağız ortamı ve
- klinisyenin becerisi⁴⁶⁻⁴⁹.

Geçen asırda ortodontik bantların simantasyonunda sık kullanılan çinko fosfat simanların intraoral sıvılarda erime göstermesi ve kimyasal olarak çelik veya mineye bağlanamaması bu materyalin tutuculuğu açısından olumsuz etkileri olarak gösterilebilir⁵⁰. Aggarwal ve ark.⁴, özellikle çiğneme sırasında veya fiziksel travmalarda yüksek çekme ve makaslama kuvvetlerine maruz kalan arka grup dişlere çinko fosfat siman ile yapıştırılan bantlarda gevşeme ve düşme ihtimalinin çok yüksek olduğunu bildirmektedirler. Araştırma sonuçlarına göre, RMCIS'lar ve PMKR'ler çinko fosfat simana nazaran daha dayanıklı bulunmuşlardır. Transbond plus ile yapıştırma işlemi sırasında tükürük kontaminas-

yonu olduğunda, bağlanma kuvvetlerinin çok düştüğü bildirilmiştir⁵¹. RMCIS ve PMKR'lerin ortodontik bantların yapıştırılması için uygun simanlar olduğu bildirilmiştir⁵². Millett ve ark.²⁷, kompomer ve rezin adezivler ile yapıştırılan braketlerde tedavi süresince bağlanma açısından benzer başarı tespit etmişler ancak kompomer ile yapıştırılan dişlerde debonding işleminden sonra bir problem olarak ortaya çıkan dekalsifikasyonun belirgin olarak az görüldüğünü rapor etmişlerdir.

1955 yılında asit uygulama tekniğinin tanıtılması ile ortodontik braketleri kompozit rezinlerle diş yapıştırmanın yolu açılmıştır⁵³. Bu sistem ortodontik tedavide gelişmelere yol açmış ve hasta için daha rahat tolere edilebilen bir yöntem olmuştur. Ayrıca tedavi öncesinde seperasyon gereksinimi ortadan kalkmış, gingival irritasyon azalmış, oral hijyen daha kolay sağlanır hale gelmiş, daha estetik bir görünüm elde edilmiş ve hekimin hasta başında geçirdiği süre kısalmıştır. Buna ilave olarak, ortodontik tedavi sırasında ortaya çıkabilecek çürüklerin teşhis ve tedavi edilmesi daha kolay bir hale gelmiştir⁵⁴. Ancak ortodontide iki önemli alanda daha klinik çalışmalara gerek duyulmaktadır. Bunlardan birincisi; beyaz nokta lezyonları, ikincisi ise, bonding işlemi sırasında nem kontaminasyonuna daha toleranslı materyallerin geliştirilmesidir. Ortodontik tedavide kullanılmak üzere yeni geliştirilen primer'lar nemle kontamine olmuş mine yüzeyine bağlanabilmektedirler⁵¹. Grandhi ve ark.⁵⁵, neme karşı duyarlı olmayan primer uygulamasının hafif nemli minede bile ortodontik kuvvetlere karşı koyabilecek kuvvet değerleri ortaya çıkardığını bildirmişlerdir.

Beyaz nokta lezyonları problemini ortadan kaldırmak için üretici firmalar, ortodontik adezivler içerisindeki florid miktarını artırmışlardır. Yapıştırma amacı ile kullanılan CIS'lar uzun süreli florid salımı yapmalarına rağmen, diş bağlanma kuvvetleri düşüktür (2,37-5,5 MPa). Resin modifiye CIS'ların ise, diş bağlanma kuvvetleri daha yüksek olup; 5,39-18,9 MPa arasındadır⁵⁶⁻⁶¹. Reynolds⁶², rutin klinik kullanımdaki adezivlerin dişlere bağlanma kuvvetlerinin 5,9-7,8 MPa arasında olmasının ortodontik çalışmalar için yeterli olduğunu bildirmiştir. Newman⁶³, tedavi süresince braketlere uygulanan ortodontik kuvvetlerin genellikle 1 MPa olduğunu ve bazı özel klinik şartlarda bu kuvvetlerin maksimum 3 MPa'a kadar çıkabildiğini söyle-

miştir. Pickett ve ark.⁶⁴, 9,7 Mpa'lık kuvvetle diş bağlanan adezivlerin minede kırıklara yol açabileceğini belirterek ortodontik çalışmalarda bu değerden daha düşük düzeyde kuvvetlerle bağlanan adezivlerin kullanılmasının uygun olacağını belirtmişlerdir. Braketlerin ortodontik tedavi süresince dişlere başarılı bir bağlanma göstermeleri kadar, tedavi sonunda dişlerden uzaklaştırıldıktan sonra mine yüzeyinde tahribat meydana getirmemeleri de son derece önemli bir husustur. Zachrisson ve ark.⁶⁵, ortodontik tedaviye başlamadan önce incelediği premolar dişlerin %7,8-10,2'sinde mine çatlağı saptamışlar, bu oranın debonding işleminden sonra %12,2-20,5'e çıktığını bildirmişlerdir. Rix ve ark.⁶⁶ ise, ortodontik tedaviden önce mine çatlağı oranını %46,7, debonding işleminden sonra ise %62,4 bulmuşlardır. Bu oranın Zachrisson ve ark.⁶⁷'nin çalışmasından daha yüksek bulunmasını ise, dişleri 16X büyütme ile incelemelerine bağlamışlardır.

Işıklı polimerize olan sistemlerde, ışık verme süresi ile adezivin diş bağlanma kuvvetleri arasında önemli bir ilişki vardır. Bishara ve ark.⁶⁸, mezial, distal, okluzal ve gingivalden 10'ar saniye olmak üzere toplam 40 saniye ışık verilerek RMCIS ile diş yapıştırılan braketlere nazaran, toplam 45 sn. ve 50 sn. ışık verilerek diş yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetlerinin 0,4 MPa'den 3,4 ve 3,8 MPa'a çıktığını bildirmişlerdir. Bu nedenle 5-10 sn. daha fazla süre ışık verilerek RMCIS ile yapıştırılan braketler, ark telinin bağlanması sırasında oluşan ortodontik kuvvetlere daha fazla dayanma gücüne sahip olurlar ve yapıştırmadaki başarısızlık oranı böylelikle azalır.

Ortodontik braketleri mineye yapıştırmada yararlı olan geleneksel rezin adeziv sistemlerinde 3 tip ajan bulunur: Mineye uygulanan asit, primer solusyonu ve adeziv rezin. Operatif diş hekimliğinde kullanılan yeni bağlayıcı sistemlerde asit ve primer birleştirilerek (self-etching primer) tek bir asidik primer solusyon hazırlanmıştır^{33,69}. Bu solüsyon, hem mine hem de dentine uygulanabilir. Bu yeni sistemler öncelikle dentin üzerinde denenmiştir⁷⁰ ancak mineye bağlanmada da etkili bulunmuştur^{30,71}. Bir uygulama basamağının eksiltilmesinin dışında, uygulama sırasında su ile yıkama yapılmaması, bu yeni ajanların kullanımında klinik kolaylık sağlamaktadır.

Klinisyenlerin tedavi sırasında karşı karşıya kaldık-

ları en önemli problemlerden biri de braketlerin düşmesidir⁷². Braketlerin düşmesi ya hastanın dişlerinin kazara uygun olamayan yüksek kuvvetlere maruz kalması ya da zayıf bir bağlanma tekniği ile dişlere bağlanmış olmasından kaynaklanır. Bishara ve ark.⁷² çalışmasında, düşen braketlerin tekrar dişlere yapıştırıldığında dış kuvvetlere karşı dayanıklılık durumları incelenmiştir ve makaslama kuvvetlerine karşı dayanıklılığın düştüğü gözlenmiştir.

Braket kaidelerine primer uygulanmasının tutuculuğu arttırdığına ilişkin çalışmalar da literatürde yer almaktadır. Fujita ve ark.⁷³, braket kaidelerine primer uygulamasının, yapıştırılan braketlerin makaslama kuvvetlerine karşı dayanıklılığını arttırdığını bildirmişlerdir.

Mine dokusuna asit uygulanmasının başlaması ile ortodontik braketlerin dişlere kompozit rezinler ile direkt olarak bağlanması Newman⁷⁴ tarafından gündeme getirilmiş ve günümüzde sabit tedavinin rutin bir parçası olmuştur^{65,75-77}. Adeziv teknolojisinin ilerlemesi ile, son 30 yılda 2 patlı sistemler⁷⁸, karıştırılmasına gerek olmayan adezivler⁴², ışıkla aktive olan direkt bonding materyalleri⁷⁹ ve braketlerin yapıştırma öncesinde adezivle kaplanması gerçekleştirilmiştir^{40,80}. Braketlerin dişe bağlanmasında oldukça önemli bir yere sahip olan kompozitlerin kullanılmasının avantajları yanı sıra bazı dezavantajları da vardır. Bu dezavantajlar şunlardır:

- asit uygulama ve bunun sonucu ortaya çıkan mine dokusundaki kayıplar,
- debonding işlemi ve bu işlem sonucu minede mikroçatlakların oluşumu⁴¹
- ağız hijyeni iyi olmayan bireylerde braket etrafında plak birikiminin dişte dekalsifikasyona yol açması^{81,82}.

Kompozitlerin aksine braketlerin dişlere yapıştırılması amacıyla ortodontik çalışmalarda kullanılan CIS'lerin bu konuda bazı avantajları söz konusudur:

- çoğunlukla asit uygulamadan metallere ve mineye adezyon gösterebilme⁸³
- braketler söküldükten sonra, diş yüzeyinden yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında mine dokusunda daha az hasar görülmesi,
- florid salımı^{84,85} ve emilimi yapabilmeleri⁸⁶.

Bu nedenlerle CIS'lar ortodontik amaçla kullanılan bonding ajanlar kadar caziptir. Akkaya, Üner ve ark.⁸⁷, CIS'ların mine dokusuna ve metale bağlanma mekanizmalarının iyonik veya polar moleküler interaksiyonlar ile olduğunu belirtmişlerdir. Choo ve ark.⁸⁸ ise, in vivo olarak 1 yıl süreyle takip ettikleri hastalara ait verilerin ışığı altında, rezin modifiye cam iyonomer simanların ortodontik çalışmalarda rahatlıkla tercih edilebilecek materyaller arasında yer alabileceğini açıklamışlardır.

Sabit ortodontik tedavi uygulanan hastalarda ön grup dişlerde braketlerin uygulanması rutin pratiğe girmesine rağmen molar dişlerde braket uygulamalarında başarısızlığa sık rastlanmaktadır⁸⁹. Arka grup dişlerde braketlerin düşmesinin nedeni olarak, ağızda güç erişilebilir bir bölgeye bonding uygulamasının zor olması ve bu bölgede okluzal kuvvetlerin yüksek oluşu gösterilebilir. Ortodontik braketlerin tutuculukları ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda, molar dişlere yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetleri, ön grup dişlere yapıştırılanlardan daha düşük bulunmuştur⁹⁰. Ayrıca molar braketlerin klinik başarısızlıkları da yüksek bulunmuştur⁹¹. Konu ile ilgili bir başka çalışmada, Hitmi ve ark.⁹², RMCIS ile yapıştırdıkları braketlerin en fazla düşme oranını üst kesicilerde ve kaninlerde gözlemişler; en başarılı sonuçları ise alt premolarlarda bulmuşlardır. Aynı araştırmacılar braket materyaline göre değerlendirme yaptıklarında ise, en fazla başarısızlık oranını rezin braketlerde bulmuşlar; bunu sırasıyla metal ve seramik braketlerin izlediğini bildirmişlerdir.

Molar dişlere uygulanan braketlerde başarısızlık oranının fazla olması nedeniyle arka grup dişlerde bant uygulaması günümüzde de devam etmektedir. 1980'lerde bantların yapıştırılmasında çinko fosfat siman kullanılırken, son yıllarda cam iyonomer esaslı simanlar tercih edilmektedir. Ancak, erken evrede nem kontaminasyonuna duyarlı olan CIS'ların maksimum dirençlerinin kazanmaları için 24 saat gerekmektedir. Geleneksel cam iyonomerler, molar bantların simantasyonunda çinko fosfat simanlardan daha üstün tutuculuk özellikleri göstermektedir⁹³⁻⁹⁵. CIS ile yapıştırılan bant altındaki minede çinko fosfat simanla yapıştırılanlara oranla daha az dekalsifikasyon ve bantlarda daha az yapışma başarısızlığı gözlenmiştir⁹³.

Ortodontik tedavinin başlamasından sonra, 4 hafta içinde beyaz nokta lezyonları görülmeye başlanır⁶⁶. Gorelik ve ark.⁹⁶, tedavi görmemiş dişlerde beyaz nokta lezyonu görülme sıklığını %3.6, ortodontik apareyin sökülmesinden sonra ise, %10.8 olarak saptamışlardır. Ortodontik tedavi sırasında florlu ağız gargaralarının kullanılmasının beyaz nokta lezyonlarının oluşumunu azalttığı öne sürülmüştür⁹⁷. Ancak, Geiger ve ark.⁹⁸, hastaların %50'sinin tedavi sırasında flor uygulamalarını ihmal ettiğini saptamışlardır. Bu nedenle ortodontik tedavi süresince dekalsifikasyona engel olmak için, yeterli derecede florid salımı yapan adezivlerin kullanılması yararlı olmaktadır⁶⁶. Wenderoth ve arkadaşları⁹⁹, flor salımı yapan yapıştırma ajanlarının flor salınımı yapmayanlara oranla çok da farklı dekalsifikasyon sonuçları vermediğini 20 hasta üzerinde yapmış oldukları çalışmada belirtmişlerdir. Aynı çalışmada plak birikimi ve gingival irritasyon bakımından florun ilave bir yarar sağlamadığını da öne sürülmüştür.

1990'lı yılların başlarında, minenin asitlenmesi amacıyla yoğun olarak kullanılan fosforik asit alternatif olarak, daha sonraki yıllarda maleik asit kullanımı gündeme gelmiştir. SEM görüntülerinde, maleik asitin demineralize ettiği mine dokusunun derinliğinin fosforik asitinkine nazaran daha az olduğu bildirilmiştir⁷⁷. Braketlerin çıkarılması sırasında, braket-adeziv yüzeyinde kopma olması, mine-adeziv yüzeyindeki kopmaya tercih edilir; çünkü braketler çıkarılırken adeziv-mine yüzeyinde bağlantının kopması (özellikle seramik braketlerde) minede çatlak ve kırılmalara neden olabilir¹⁰⁰. Maleik asit ve Phenyl P içeren asidik primerler minede fazla harabiyete neden vermeden ortodontik braketlerin tutuculuğu için yeterli bağlanma kuvveti sağlayabilirler. Son yıllarda primer ve polimerizasyon ışığı kullanılmadan dişe yapışabilecek bir siyanoakrilat adeziv kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyal, metal ve plastik braketlerin yapıştırılmasında başarılı bulunmuştur. Bishara ve ark.¹⁰¹, ark tellerinin dişlere bağlanması sırasında klinisyenin çok hafif

kuvvet uygulaması gerektiğini, zira; adeziv rezinlerin ilk günkü başlangıç bağlanma kuvveti değerlerinin 24 saat sonunda iki katına çıktığını bildirmişlerdir. Eğer adeziv ajan olarak rezin modifiye cam iyonomer kullanılıyorsa, ark telinin mutlaka 24 saat sonra uygulanması gerektiği konusunu da önemle vurgulamışlardır.

Ortodontik adezivlerin dişlere bağlanması amacıyla günümüze kadar çeşitli ışık sistemleri kullanılmıştır¹⁰¹. Ultraviyole ışık ile polimerizasyonda bir braketin yapıştırılması için 1 dakika ışık verilir¹⁰². 470 nm dalga boyunda görünür ışık ile sertleşen ortodontik kompozitlerin polimerizasyonu için 20 sn. ışık verilir. Bu süre RMCIS için 40 saniyedir. Ayrıca 488 nm. dalga boyunda çalışan Argon lazerler ile kompozitler 10 saniyede, adezivler ise 5 saniyede polimerize edilebilir. Bu sistemin ortodontik tedavide de polimerizasyon amacıyla kullanılabileceği bildirilmiştir¹⁰². Ancak bu yüksek yoğunlukta ışık veren polimerizasyon sistemlerinin ortodontik braketleri yapıştırmadaki etkinliği konusunda kapsamlı çalışmalar yapılması gerekmektedir. Plasma ark (Xenon ark) polimerizasyon sistemi ile 2, 5 veya 10 saniye ışık verilerek braketlerin rezin adezivler ve RMCIS'lar ile diş yüzeyine bağlanabileceği bildirilmiştir. Oesterle ve ark.⁴³ ise, Tungsten-quartz halojen ışıqla 40 saniyede elde edilen bağlanma kuvvetinin Xenon plasma ark ışığı ile 6-9 saniyede sağlandığını belirtmiştir. Bu yöntem ile, hekimin hasta başında geçirdiği zamandan tasarruf etmesi mümkün olmaktadır.

Teknolojik gelişmelerin diş hekimliği sahasında yansması olarak ortaya çıkan yeni materyal ve yöntemler ortodontik çalışmalarda da birtakım değişikliklere neden olmaktadır¹⁰³. Ortodontik çalışmalarda %100 başarılı sonuçların elde edilebilmesi için, braket ve bantların dişlere yapıştırılmasında kullanılan yapıştırıcı simanlar ve uygulama teknikleri ile ilgili en iyi materyal ve en başarılı yöntemin bulunabilmesi amacıyla daha ileri çalışmalar yapılması gerekmektedir.

Kaynaklar

1. Eliades T, Kakaboura A, Eliades G, Bradley TG. Comparison of enamel color changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. Eur J Orthod. 2001; 23: 85-90.
2. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials 10th ed. Philadelphia W.B. Saunders Comp; 1996, 59-73.

3. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials 8th ed. London: Blackwell Science Ltd; 1998, 46-85.
4. Aggarwal M, Foley TF, Rix D. A comparison of shear-peel band strengths of 5 orthodontic cements. Angle Orthod. 2000; 70: 308-16.
5. Gaworski M, Weinstein M, Borislow AJ, Braitman LE.

- Decalcification and bond failure: A comparison of a glass ionomer and a composite resin bonding system in vivo. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999; 116: 518–21.
6. Attar N, Önen A. Rezin modifiye cam iyonomer simanların ve poliasit modifiye kompozit rezinlerin konservatif diş hekimliğinde klinik uygulama alanları. *HÜ Diş Hek Fak Derg.* 2000; 24: 29–38.
 7. Mc Lean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994; 25: 587–9.
 8. Voss A, Hickell R, Molkner S. In vivo bonding of orthodontic brackets with glass ionomer cement. *Angle Orthod.* 1993; 63: 149–153.
 9. White LW. Glass ionomer cement. *J Clin Orthod.* 1986; 20: 387–391 as quoted Ewoldsen N, Demke RS. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 120: 45–8.
 10. Mizrahi E. Glass ionomer cements in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988; 93: 505–7.
 11. O'Reilly MM, Featherstone JDB. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987; 92: 33–40.
 12. Fajen WB, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF, Angolkar PV. An invitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990; 97: 316–22.
 13. Miguel JAM, Almeida MA, Chevitaress O. Clinical comparison between a glass ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995; 107: 484–7.
 14. Miller JR, Mancl L, Arbuckle G, Baldwin J, Phillips RW. A three-year clinical trial using a glass ionomer cement for the bonding of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 1996; 66: 309–12.
 15. Wildshire WA. Shearbond strength of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994; 106: 127–30.
 16. Millett DT, McCabe J. Orthodontic bonding with glass ionomer cement: a review. *Eur J Orthod.* 1996; 18: 385–99.
 17. Diaz–Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 135–41.
 18. Bilgin Z. Pedodontide rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompomerler. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2000; 27: 439–44.
 19. Bala O. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler) CÜ Diş Hek Fak Derg. 1998; 1: 113–8.
 20. Garcia-Godoy F. Resin- based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am.* 2000; 44: 541–70.
 21. Gross LC, Griffen AM, Casamassimo PS. Compomers as Class II restorations in primary molars. *Pediatr Dent.* 2001; 23: 24–7.
 22. Şener Y. Cam iyonomer, kompomer ve kompozit rezin dolgu maddelerinin kenar sızıntılarının deneysel olarak araştırılması. *SÜ Diş Hek Fak Derg.* 2000; 10: 46–51.
 23. Keçeci D. Kompomer dolgu maddeleri (bölüm 1) invitro çalışmalar. *EÜ Diş Hek Fak Derg.* 2000; 1: 219–25.
 24. Tyas MJ. Three-year clinical evaluation of a polyacid modified resin composite (Dyract). *Oper Dent.* 2000; 25: 152–4.
 25. Yıldız M, Bayındır YZ. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer). *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg.* 2000; 10: 55–9.
 26. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Changes in the mechanical properties and surface texture of compomer immersed in various media. *J. Prosthet Dent.* 2000; 84: 444–52.
 27. Millett DT, McClaskey LA, McAuley F, Creanor SL, Newell J, Love J. A comparative clinical trial of a compomer and a resin adhesive for orthodontic bonding. *Angle Orthod.* 2000; 70: 233–40.
 28. Tate WH, You C, Powers JM. Bond strength of compomers to human enamel. *Oper Dent.* 2000; 25: 283–91.
 29. Yip HK, Smales RJ. Fluoride release from a polyacid-modified resin composite and three resin-modified glass ionomer materials. *Quintessence Int.* 2000; 31: 261–6.
 30. Christensen GS. Self-etching primers are here. *JADA.* 2001; 132: 1041–3.
 31. Miyazaki M, Platt JA, Onose H, Moore BK. Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. *Oper Dent.* 1996; 21: 167–72.
 32. Nalçacı A, Salbaş M. The effect of thickness on moist vs dry bonding using all-in-one and one-bottle adhesive systems. *Eur Prosthodontic Assoc 25th Annual Conference, Prague, 2001.*
 33. Oberlander H, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of polyacid modified resins using a new one step adhesive system. *Oper Dent.* 2001; 26: 127–33.
 34. Perdigao J, Lopez L, Lambrechts P, Leita J, Van Meerbeek B, Vanharle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent.* 1997; 10: 141–6.
 35. VanMeerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, VanHerle G. A clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998; 26: 1–20.
 36. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent.* 1992; 5: 1–9.
 37. Cacciafesta V, Bosch C, Melsen B. Clinical comparison between a resin-reinforced self cured glass ionomer cement and a composite resin for direct bonding of orthodontic brackets. Part 2 : Bonding on dry enamel and on enamel soaked with saliva. *Clin Orthod Res.* 1999; 2: 186–193 as quoted Ewoldsen N, Demke RS. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 120: 45–8.
 38. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Ankara, 2000.
 39. Guba GJ, Cochran MA, Swartz ML. The effects of varied etching time and etching solution viscosity on bond strength and enamel morphology. *Oper Dent.* 1994; 19: 146–53.
 40. Ash S, Hay N. Adhesive pre-coated brackets: A comparative clinical study. *Br J Orthod.* 1996; 23: 325–9.
 41. Miller RA. A light-cured hybrid compomer for bonding to impacted canines. *J Clin Orthod.* 1996; 30: 331–3.
 42. Millett DT, Gordon PH. A 5-year clinical review of bond failure with a no-mix adhesive (Right-On) *Eur J Orthod.* 1994; 16: 203–11.
 43. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 119: 610–6.
 44. Oesterle LJ, Shellhart WC. Bracket bond strength with transillumination of a light-activated orthodontic adhesive. *Angle Orthod.* 2001; 71: 307–11.

45. Kocadereli İ, Çiğer S, Tuncel M, İlgi S. Genç daimi dişlerde kısa asitle pürüzlendirme sürelerinin gerilme (tensile) bağlantı dayanıklılığına etkileri. *Türk Ortodonti Dergisi*. 1995; 8: 242–6.
46. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debond techniques for ceramic brackets: an invitro study Part II-findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1990; 98: 263–73.
47. Gorelick L. Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant-composite: a 12-month assesment. *Am J Orthod*. 1977; 71: 542–53.
48. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1989; 96: 485–92.
49. Surmont P, Dermont L, Martens L, Moors M. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 101: 414–9.
50. Millett DT, Hallgren A, McCluskey LA et al. A clinical retrospective evaluation of 2 orthodontic band cements. *Angle Orthod* 2001; 71: 470–6.
51. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG, Khajotia SS, Sinha PK. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophillic filling systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001; 119: 54–8.
52. Hobson RS, Ledvinka J, Meechan JG. The effect of moisture and blood contamination on bond strength of a new orthodontic material. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001; 120: 54–7.
53. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001; 119: 36–42.
54. Bryant S, Retief DH, Russell CM, Denys FR. Tensile bond strengths of orthodontic resins and attachments to etched enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1987; 92: 225–31.
55. Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture- insensitive primer *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001; 119: 251–5.
56. Cacciafesta V, Jost-Brinkmann PG, SuBenberger U, Miethke RR. Effects of saliva and water contamination on the shear bond strength of a light-cured glass ionomer cement *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1998; 113: 402–7.
57. Diaz-Arnold AM, Holmes DC, Wistrom DW, Swift EJ Jr. Short term fluoride release uptake of glass ionomer restoratives. *Dent Mater*. 1995; 11: 96–101.
58. Forss H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *J Dent Res*. 1993; 72: 1257–62.
59. Lippitz SJ, Staley RN, Jakobsen JR. In vitro study of 24-hour and 30-day shear bond strengths of three resin-glass ionomer cements used to bond orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1998; 113: 620–4.
60. McCourt JW, Cooley RL, Barnwell S. Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 100: 47–52.
61. Meehan PM, Foley TF, Mamandras AH. A comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1999; 115: 125–32.
62. Rock WP, Abdullah MSB. Shear bond strengths produced by composite and compomer light-cured orthodontic adhesives. *J Dent*. 1997; 25: 243–9.
63. Newman GV, Newman RA, Sengupta AK. Comparative assessment of light-cured resin-modified glass ionomer and composite resin adhesives: in vitro study of a new adhesive system. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001; 112: 256–62.
64. Pickett KL, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *Angle Orthod*. 2001; 71: 141–8.
65. Zachrisson BU. A post-treatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod*. 1977; 71: 173–89.
66. Rix D, Foley TM, Banting D, Mamandras A. A comparison of fluoride release by resin-modified GIC and polyacid-modified composite resin. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001; 120: 398–405.
67. Zachrisson BU, Skogan O, Hoymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod*. 1980; 77: 307–19.
68. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of light-cure time on the initial bond strength of a glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2000; 117: 164–8.
69. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self etch primer/adhesive on the shear strength of orthodontic brackets *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001; 119: 621–4.
70. Inoure S, Van Meerbek B, Vargas M, Yashida Y, Lambrechts P, VanHerle G. Adhesion mechanism of self-etching mechanisms in Tagami J, Toledano Mi Proti C. *Advanced Adhesive Dentistry Third International Kuraray Symposium*. Kuraray Co. Ltd. Crimido, 2000.
71. Pashley DH, Carvalho RM. Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dent*. 1997; 25: 355–72.
72. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of a composite resin orthodontic adhesive. *Angle Orthod*. 2000; 70: 435–41.
73. Fujita N, Itoh T, Matsumoto M, Caputo AA. Bonding of light-cured glass ionomer cement to polycarbonate resin treated with experimental primers. *Angle Orthod*. 2000; 70: 357–65.
74. Newman GV. Bonding plastic orthodontic attachments to tooth enamel. *J NJ Dent Soc*. 1964; 35: 346–58 as quated Grandhi RM, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001; 119: 251–5.
75. Cartensen W. Clinical results after direct bonding of brackets using shorter etch times. *Am J Orthod*. 1986; 89: 70–2.
76. Kinch AP, Taylor H, Warltier R, Oliver RC, Newcomb RG. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using the etch times of 15 or 60 seconds. *Am J Orthod. Dentofac Orthop*. 1988; 94: 476–83.
77. Mizrahi E. Orthodontic bands and directly bonded brackets: A review of clinical failure rates. *J Dent*. 1983; 11: 231–6.
78. Newman GV. A post-treatment survey of direct bonding of metal brackets. *Am J Orthod*. 1978; 74: 197–206.
79. O'Brien KD, Read MJF, Sandison RJ, Roberts CT. A visible light-activated direct-bonding material: An in vivo comparative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1989; 95: 348–51.
80. Cooper RB, Gross M, Hamula W. Direct bonding with light-cured

- adhesive pre-coated brackets. J Clin Orthod 1992; 26: 477-9 as quated Millett DT, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, McColl J. Laboratory evaluation of a compomer and a resin-modified glass ionomer cement for orthodontic bonding. Angle Orthod. 1999; 69: 58-64.
81. Ewoldsen N, Demke RS. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001; 120: 45-8.
 82. Ogaard B, Rolla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesions development. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988; 94: 68-73.
 83. Millett DT, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, McColl J. Laboratory evaluation of a compomer and a resin-modified glass ionomer cement for orthodontic bonding. Angle Orthod. 1999; 69: 58-64.
 84. Ashcraft DB, Staley RN, Jakobsen JR. Fluoride release and shear-bond strength of three light-cured glass ionomer cements. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1997; 111: 260-5.
 85. Fox NA. Fluoride release from orthodontic bonding materials: An invitro study. Br J Orthod. 1990; 17: 293-8.
 86. Creamor SL, Carruthers LMC, Saunders WP, Strang R, Foye RH. Fluoride uptake and release characteristics of glass ionomer cements. Caries Res. 1994; 28: 322-8.
 87. Akkaya S, Üner O, Alaçam A, Degim T. Enamel fluoride levels after orthodontic band cementation with glass ionomer cement. Eur J Orthod. 1996; 18: 81-7.
 88. Choo SC, Ireland AJ, Sherriff M. An invitro investigation into the use of resin modified glass poly (alkenoate) cements as orthodontic bonding agents. Eur J Orthod. 2001; 23: 403-9.
 89. Gilgrass TJ, Benington PCM, Millett DT, Newell J, Gilmour WH. Modified composite or conventional glass ionomer for band cementation? A comparative clinical trial. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001; 120: 49-53.
 90. Knoll M, Gwinnett AJ, Wolf MS. Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. Am J Orthod. 1986; 89: 476-9.
 91. Millett DT, Letters S, Roger E, Cummings A. Bonded molar tubes- An in vitro evaluation. Angle Orthod. 2001; 71: 380-5.
 92. Hitmi L, Muller C, Mujajic M, Attal JP. An 18-month clinical study of bond failures with resin -modified glass ionomer cement in orthodontic practice. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001; 120: 406-15.
 93. Majier R, Smith DC. A comparison between zinc phosphate and glass ionomer cement in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988; 93: 273-9.
 94. Stirrups DR. A comparative clinical trial of a glass ionomer and a zinc-phosphate cement for securing orthodontic bands. Br J Orthod. 1991; 18: 15-20.
 95. Kocadereli İ, Çiğir S. Retention of orthodontic bands with three different cements. J Clin Pediatric Dent. 1995; 19: 127-130.
 96. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. Am J Orthod. 1982; 81: 93-8.
 97. Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Benson BJ. Reducing white spot lesions in orthodontic populations with fluoride rinsing. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1992; 101: 403-7.
 98. Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Griswold PG. The effect of a fluoride program on white spot formation during orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988; 93: 29-37.
 99. Wenderoth CJ, Weinstein M, Borislov AJ. Effectiveness of a fluoride-releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1999; 116: 629-34.
 100. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2001; 71: 466-9.
 101. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1999; 116: 616-20.
 102. Sfondrini MF, Caccieffesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass ionomer. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001; 119: 30-5.
 103. Kocadereli İ. Ortodontik simanlardaki gelişmeler. Türk Ortodonti Dergisi. 1994; 7: 254-8.

İletişim adresi:

Doç.Dr. Nilüfer DARENDELİLER
Gazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
84. Sok.
Emek, ANKARA

Tel. : 0312 212 62 20 - 318
e-posta: darendel@gazi.edu.tr