

KOMPOZİT RESTORASYONLARDA SON GELİŞMELER

Yrd. Doç. Dr. Kağan GÖKÇE*

MSc. Dt. Emre ÖZEL**

THE RECENT DEVELOPMENTS IN COMPOSITE RESTORATIONS

ÖZET

Restorasyonların klinik performansını arttırmak için adeziv materyalleri ve kompozitler geliştirilmiştir. Günümüzde restoratif diş hekimliğinde, restorasyonların klinik başarısını arttırmak için materyaller, adeziv sistemler, ışık kaynakları ve kavite preparasyonu ile ilgili çeşitli gelişmeler olmaktadır. Rezin bazlı restoratif materyallerin doldurucu teknolojisinde ve doldurucu dağılımında modifikasyonlar yapılmıştır. Bu derlemede, rezin bazlı materyaller, adeziv teknolojisi ve uygulanmasındaki yeni gelişmeler ve onların klinik önemi tartışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: kompozit rezin, yeni gelişmeler, ışık cihazları, dentin bonding ajanlar

SUMMARY

Adhesive materials and composites have been developed in order to advance the clinical performance of restorations. Nowadays in restorative dentistry, in order to increase the clinical success there are various developments in relation to materials, adhesive systems, light-curing units and cavity preparation. Modifications in the filler technology and filler distribution of the resin-based restorative materials were made. In this review, resin based materials, new developments in the adhesive technology and application and its clinical significance are discussed.

Keywords: composite resin, new developments, light curing devices, dentin bonding agents

Dinamik bir ortam olan ağız içinde restorasyonlar; ısı ve pH değişimleri, farklı kuvvet yoğunlaşmaları gibi parametrelerden olumsuz yönde etkilenir. Seçilecek restoratif materyal bu olumsuzluklardan etkilenmemeli, kaybolan çiğneme fonksiyonu, fonasyonu ve estetiği tekrar kazandırabilecek nitelikte olmalıdır.

Adeziv sistemler; dişlerin minimum düzeyde diş sert doku kaybı ile restore edilebilmesini ve yapılan restorasyonlar ile kişilerin estetik görünümünün, olumlu yönde değiştirilebilmesini sağlar. Bu nedenle, son dönemlerde amalgam restorasyonların yapımında önemli oranda azalma görülmektedir^{1,2}.

Restorasyonlar sayesinde elde edilen ağız-diş sağlığı, kaybolan çiğneme fonksiyonunun, fonasyonun ve estetiğin yeniden kazandırılması restoratif diş hekimliğinin amaçlarının başında gelmektedir. Bu nedenle restoratif materyallerle ilgili ilerlemelerde elde edilen son nokta, hiç bir zaman bu yöndeki gelişmelerin sonu olamaz. Dolayısıyla, kabul görmüş, yerleşmiş ve kullanılagelmekte olan materyallerin bu yöndeki gelişimi ile ilgili çalışmalar, gerek adeziv sistemlerin ve polimer bazlı restoratif materyallerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik, gerekse uygulanan teknik ve ışık kaynağı gibi yardımcı enstrümanların ve yöntemlerin iyileştirilmesine yönelik devam etmektedir.

* Yeditepe Üniv Diş Hek. Fak, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, İSTANBUL, Öğretim Üyesi

** Yeditepe Üniv Diş Hek. Fak, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, İSTANBUL, Araştırma Görevlisi

Restorasyonların başarılı ve uzun ömürlü olabilmesi restoratif materyallere kullanılan ışık kağnağının özelliklerine, hekimin uygulama tekniğine ve dişlerdeki kavite dizaynlarına bağlıdır^{3,4}. Bu nedenle restorasyon gereken dişlerde, bütün bu faktörlere dikkat edilmesi gerekmektedir.

Adeziv diş hekimliği; "acid-etch" tekniğinin 1955 yılında Buonocore⁵ tarafından tanıtılmasından sonra gelişmeye başlamıştır.

Restorasyonların ağızda kalma sürelerini arttırmaya yönelik çalışmaları, dört grupta incelemek mümkündür:

- 1-) Restoratif materyallerin geliştirilmesi,
- 2-) Dentin adeziv sistemler ile ilgili gelişmeler,
- 3-) Işık kaynakları ile ilgili çalışmalar,
- 4-) Kavite preparasyonu ve dizaynındaki yenilikler.

1-) Rezin bazlı restoratif materyaller ile ilgili gelişmeler:

Rezin bazlı restoratif materyallerin biyolojik özelliklerinin iyileştirilmesi ve yapılarının güçlendirilmesine yönelik çalışmalar:

- Şekil, büyüklük, dağılım, oranının artırılması ve üretim teknolojisi ile ilgili çalışmalar
- Matriksinde yapılan değişiklikler.

a-) Packable (tepilebilir) Kompozitler:

Yüksek viskoziteli olan bu kompozitler, amalgama alternatif olarak geliştirilmiştir. Hibrit kompozitlerden, daha fazla doldurucu partikül içerdikleri ve partikül dağılımları da daha fazla olduğundan viskoziteleri artmaktadır. Tepilebilir kompozitler, çiğneme kuv-

vetlerinin yoğun olduğu posterior bölgeler için önerilmektedir. Amalgamın tepilmesine benzer uygulama tekniği ve Class II kavitelere fizyolojik interproksimal kontaktların kolay oluşturulabildiği vurgulanmaktadır. Üretici firmaların aksine, polimerizasyon derinliğinin fazla olduğu kavitelere, packable kompozitlerin tek tabaka halinde polimerize edilmemesi gerektiği bildirilmektedir⁶.

b-) Flowable (akışkan) Kompozitler:

Bu kompozitler, hibrid kompozitlerden daha küçük partikül boyutu ve daha az partikül oranı içerirler. Organik matriks oranı arttığı için viskozitesi düşük bir kompozit elde edilir. Bu ürünler, pit ve fissür gibi dar alanlara rahatlıkla uygulanabilir^{7,8}. Hibrid kompozitlerden, farklı özellikler gösterirler. Minimal invaziv kavite preparasyonlarında, Class V kavite restorasyonunda, hibrid ve packable kompozitlerin altında ve düşük elastik modüllerinden dolayı stress kırıcı kaide materyali olarak kullanılırlar⁹⁻¹¹.

c-) Smart ve Antibakteriyel Kompozitler:

Yapısında bulunan özel kimyasallardan serbestlenen florür, kalsiyum, hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilir. Restorasyona komşu diş sert dokularının demineralizasyondan korunmasını sağlar. Açığa çıkan iyonların miktarı, restoratif materyalin dış tabakasındaki pH değerine bağlıdır. Aktif dental plak nedeniyle azalan pH, koruyucu iyonların salınımını artırır, ya da tam tersi meydana gelir¹². Bu iyonların bakterisit etkileri ve asitleri tamponlanması ile, demineralizasyonun azalabileceği ve sekonder çürüklerin gelişiminin önlenileceği beklenmektedir¹². Gelecekte, plağın yapışabilme yeteneğini ortadan kaldıran veya azaltan restoratif materyaller önem kazanacaktır.

Antibakteriyal özelliklere sahip kompozitlerin elde edilebilmesi iki şekilde mümkündür:

1-) Rezin matriksinin içine çözünebilir antimikrobiyallerin ilave edilmesi,

2-) Antimikrobiyal ajanın, rezin matriks içinde sabit kalması sağlanarak üretilen kompozit rezinler.

Birinci yöntemde kullanılan materyal klorheksidindir. Dolgu maddesinden salınmak suretiyle etkisini gösterir¹³⁻¹⁵.

Rezin materyallerde antibakteriyal aktiviteyi sağlamak için yeni bir monomer olan 12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide (MDPB) geliştirilmiştir. Matriks içinde sabit kalan bu ajan, dışarı salınmaz, bakteri üremesi ve materyal üzerinde bakteri plağı birikimine karşı engelleyici etki gösterir¹⁶⁻¹⁸.

d-) Ormocer Materyalleri: Diş hekimliği uygulamalarına 1998 yılında girmiş olan ormocer ("organik modifiye seramik" kelimelerinin ilk hecelerinden oluşur) materyallerinin en önemli özelliği, bu materyalin gelişimine kadar kompozitlerin inorganik partikül yapısı, oranı ve boyutuna yönelik değişiklikler yapılmaktayken, ormocer materyali ile birlikte kompozitlerin organik matriksinde yapısal değişiklikler oluşturulmasıdır. Ormocerlerde, çok fonksiyonlu ürean ile tioeter oligo metakrilat alkoksisilanın inorganik-organik kopolimerleri oluşur. Bu materyallerin aşınmaya karşı direnci geleneksel kompozit rezinlerden çok daha fazladır. Ormocerler ile geleneksel kompozitler arasındaki en önemli farklardan biri, organik matrikste esas komponent olarak metakrilat polisiloksan kullanılması neticesinde dimetakrilat monomerlerinin azaltılmış olmasıdır ki bu da alerjik reaksiyon görülmesi ihtimalini azaltmak-

tadır¹⁹. Silanlanmış inorganik doldurucu partiküllere ilaveten ormocerler inorganik-organik kopolimer içerirler²⁰. Ormocerlerin avatajları arasında düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma direnci, biyoyumlu bir materyal olması ve çürüklere karşı koruyucu olması sayılabilir²⁰. Ormocer materyallerinin uygulanması direkt kompozit uygulamalarıyla hemen hemen aynıdır^{6,21}.

e-) Nanofil Kompozitler: Restoratif materyallerin olumlu özelliklerini (estetik, çiğneme kuvvetlerine direnç, düşük polimerizasyon büzülmesi vb.) tek bir materyalde toplayabilmek nanofil kompozitlerle mümkün olmuştur. Bu materyallerin üstün estetik ve yüksek direnç özelliklerini birarada içerirken, aynı zamanda da düşük polimerizasyon büzülmesi de göstermekte oldukları ortaya konmuştur.²²⁻²⁴

Kompozitlerin organik matriksinin içine, nanomer ve nanomer grupları, birlikte katılarak, ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu içeren kompozit yapısı elde edilmiştir^{22,23,25,26}.

Nanofil kompozitlerin inorganik partikül büyüklüğü, ışığın dalga boyundan daha küçük olduğu için, görünür ışık ile emilim veya saçılım gibi etkileşimlere girmedikleri ileri sürülmüştür²⁵. Ayrıca bu doldurucular, silika kökenli olmayabilir. Partiküller çok küçük oldukları için, çeşitli polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebildikleri belirlenmiştir²⁵.

f-) Büzülmeyen ya da az büzülen monomer sistemler: Rezin bazlı dental materyallerin polimerizasyon sırasında büzülmesi; molekül ağırlığına, monomerlerin işlevliğine ve aynı zamanda taşıdığı doldurucu miktarına ve üretim teknolojisine bağlıdır²⁷. 1990'larda "spiro orthocarbonate monomers" olarak isimlendirilen ve polime-

rizasyon sırasında, hacimsel ve gerçek genleşme göstermeyen monomerler geliştirilmiştir²⁸⁻³⁰. Ancak, biyouyumluluğun yetersiz olması ve epoksi rezinlerin yavaş sertleşmesi, bu malzemelerin gelişimini engellemiştir. Bis-GMA ve TEGDMA rezinlerin, epoksi rezinlerin yerine kullanıldığında, spiro ortho-carbonatların büzülme azaltan etkilerinin çok aza indiği görüldüğünden bu malzemeler ile ilgili çalışmalar terk edilmeye başlanmıştır³¹.

"Oxybismethacrylate monomerler", diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan dimetakrilatlarla karşılaştırıldığında, büzülme % 30-40 oranında azalttığı görülmüştür³².

Likit kristal monomer sistemlerin de polimerizasyon büzülmesini azaltacağı yönünde ümit verici laboratuvar sonuçları elde edilmiştir³⁰.

"Silorane" en son geliştirilen bir monomerdir. Deneysel silorane bazlı kompozitlerde, olumlu biyouyumluluk, mekanik özellikler, polimerizasyon derinliği (8,5-10 mm) ve düşük büzülme oranları (hacimce % 0,5-0,8) elde edilmiştir³³.

Doldurucu partikül teknolojisindeki gelişmeler ise, artırılmış mekanik özelliklere sahip yeni rezin bazlı restoratif materyallerin gelişmesine önderlik edebilecek olan nanopartikül doldurucular üzerinde yoğunlaşmıştır.

2-) Dentin adeziv sistemler ile ilgili gelişmeler: Adeziv sistemler, son dönemlerde hızlı gelişme göstermektedir. Üretici firmalar kolay uygulanabilen, fazla zaman almayan ve ekonomik olan adeziv materyalleri üretmeye çalışmaktadırlar^{1,34}. Bugün adeziv sistemler, 3 grupta incelenmektedir^{31,35}:

a-) Total etch (etch & rinse) sistemler: 2 ve 3 basamaklı olmak üzere ikiye ayrılır. 2

basamaklı sistemde önce asit uygulaması, daha sonra aynı şişede olan primer ve bonding uygulaması yapılır. 3 basamaklı sistemde ise sırasıyla ayrı ayrı şişelerde olan asit, primer ve bonding uygulanır.

b-) Self-etch sistemler: Self-etch sistemler 1 ve 2 basamaklı olmak üzere ikiye ayrılır. 1 basamaklı sistemde asit, primer ve bonding aynı şişede yer alır ve uygulanır. Bu gruba ayrıca "all-in-one adhesives" de denir. 2 basamaklı sistemde ise önce aynı şişede olan asit ve primer uygulanır daha sonra ayrı bir şişede olan bonding uygulanır.

c-) Cam iyonomer bazlı adeziv sistemler: Bu sistemde ise, önce polialkenoik asitten oluşan conditioner uygulanarak smear tabakası ve açığa çıkan kollajen fibriller ortamdandan uzaklaştırılır. Cam iyonomer tozu ve likitinin karıştırılması ile elde edilen cam iyonomer adezivler de, hazırlanan bu yüzeylere uygulanır.

Dentin bağlayıcı sistemlerin gelişimleri hızla devam etmektedir. Üreticiler, kolay uygulanabilen (teknik hassasiyete gerek göstermeyen), zaman kazandıran ve ekonomik yeni bağlayıcı ajanlar ve teknikler geliştirmek için çalışmaktadırlar.

Bu özelliklerin pekçoğuna sahip "self-etching primer" sistemlerin dentine bağlanmalarının yeterli oluşu yanında, mine dokusuna istenen düzeyde tutunamamaları nedeniyle, bu sistemlerde bazı yapısal değişiklikler yapılmış ve sonuçta, hem mine hem de dentin dokusuna iyi bir şekilde bağlanabilen, son dönem "self-etching primer" sistemleri elde edilmiştir. Ancak tek basamaklı adeziv sistemler (all-in-one), daha geleneksel çok basamaklı sistemler ile rekabet edemezler. Yetersiz performansın sebeplerinin çok çeşitli olduğu bildirilmiştir³⁵. Şu şekilde sıralanabilir³⁵:

a-) Çok fazla hidrofilitirler ve polimerizasyondan sonra bile yarı geçirgen membranlar gibi hareket edebilirler.

b-) Yüksek çözücü konsantrasyonundan dolayı yeterli miktarda adeziv kalınlığı elde etmek imkansızdır.

c-) Çözücünün buharlaşması sırasında monomer-su oranı değişebilir ve bu da fazların ayrışmasına ve su kabarcıklarının oluşmasına neden olabilir.

d-) Bu adezivlerin asidik bileşenleri, kompozit polimerizasyon başlatıcıları ile ters olarak etkileşime girerek bağlanmayı zayıflatabilir.

Restorasyonların ağız içindeki ömrü açısından, polimerizasyon esnasında oluşabilecek yapısal stresslerin de önemi büyüktür. Bu nedenle özellikle son yıllarda yerleşmiş olan "total-etch (etch & rinse)" uygulaması ve buna bağlı olarak tüm yüzeylerde oluşan total bağlanma işlemi, kaide yerleştirilmesi ve bu sayede adeziv sistemlerle bağlanma sağlanacak diş yüzeylerinin azaltılması (selective bonding) uygulamalarıyla karşılaştırmalı olarak tartışılmaktadır³¹. Sadece kavite duvarları ve kenarlarına bağlanma gösteren selektif (seçici) bağlanma uygulanmış hem Class I hem de Class II restorasyonlarda uzun dönemde daha iyi kenar bütünlüğü ve restorasyon gövdelerinde daha az internal stresler görülmüştür. Bunun nedeni olarak polimerizasyon sırasındaki büzülmenin, restorasyonun serbest yani bağlanmamış yüzeylerinden molekül akışı ile kısmen kompanse edilebilirken, tam bağlanmış restorasyonlarda bu molekül akışının sadece restorasyon yüzeyinden olabilmesi gösterilmiştir. Bu nedenle seçici bağlanma uygulanmış restorasyonlarda, restorasyon tabanından ilave stress azaltıcı molekül akışı olduğundan, yapı

içinde stress yoğunlaşması daha aza indirgenmekte bu da restorasyonun başarısına ve ağızda kalma süresine direkt etki etmektedir³¹.

3-) Işık kaynakları ile ilgili yenilikler:

Arttırılmış ışık yoğunlukları ile geleneksel tungsten quartz halojen ışık kaynakları, plasma arc ışık kaynakları, LED ışık cihazları ve argon lazerler, rezin bazlı restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılırlar. Ancak gerek kullanım kolaylığı gerekse ekonomik açıdan birbirlerine göre bazı üstünlükleri bulunmaktadır³⁶⁻⁴¹.

Halojen ışık cihazlarında ışık, tungsten bir filament üzerinden geçirilen elektrik akımı ile elde edilir ve bu işlem çok yüksek ısı seviyelerinde gerçekleşir³⁶⁻⁴². Isının yükselmesi pulpada rahatsızlıklar oluşturulabilir⁴³. Uzun süre yüksek ısı etkisi altında kalan halojen lamba, ışık filtresi ve refrektörü yıpranarak ışık kaynağının verimini düşürürler. Bu nedenle ışık kaynağının etkinliği azalabilir. Halojen ışık kaynaklarının tüm parçalarının ve ışık veriminin belirli aralıklarla test edilmeleri gerekmektedir çünkü yetersiz polimerizasyon sonucunda restorasyonun ömrü olumsuz etkilenir. Cihaz gücünün kontrolü için, bir radyometre kullanılabilir^{40,44}.

Polimer esaslı restoratif materyallerdeki polimerizasyon büzülmesini, azaltmak için "soft-start polimerizasyon tekniği" kullanılır. İlk evrede düşük yoğunlukta enerji uygulaması ile başlatılan polimerizasyon reaksiyonu, daha sonra yüksek yoğunlukta enerjiye geçiş ile devam etmektedir ve bu sayede ilk saniyeden itibaren uygulanan yüksek yoğunlukta enerji nedeniyle gelişebilecek maksimum düzeydeki polimerizasyon büzülmesi minimuma indirilerek restorasyon içinde oluşacak olan stresslerin oluşumu engellenmiş olur³¹. Bu sayede basamak ve basamak

kenarlarında oluşan büzülme stressleri azalır. Bu özelliği taşıyan sistemler çalışma şekline göre "stepped" ve "pulse activation" tekniğidir³¹.

Rezin bazlı restoratif materyallerin polimerizasyonunda argon lazer sistemleri de kullanılabilir. Geleneksel ışık cihazları ile karşılaştırıldığında, bu sistemler daha kısa sürede, daha derin ve daha yüksek derecede bir polimerizasyon sağlamaktadır. Kompozitin bazı fiziksel özelliklerini arttırmakta ancak daha fazla büzülme, kırılma ve kenar sızıntısını beraberinde getirmektedir. Gelecekte, düşük büzülme (% 1'den az) gösteren yeni monomer ve kompozitler piyasaya sürüldüğünde, lazerler gibi hızlı polimerizasyon sağlayan ışık kaynaklarının da önemi artacaktır^{45,46}.

Plasma arc; yüksek yoğunlukta ışık kaynağıdır. Polimerizasyon büzülmesinin azalacağı düşünülmüş ancak beklenen düzeyde gerçekleşmemiştir³¹.

Rezin bazlı restoratif materyallerin polimerizasyonu için en son gelişme LED (Light Emitting Diodes-Işık Yayan Diyotlar) kullanılmıştır. Avantajı, halojen lambalarda görülen ısının, bu ışık cihazlarında oluşmamasıdır^{41,47-49}. Halojen ışık kaynaklarında oluşan ısı zamanla filtreleri ve reflektörleri olumsuz yönde etkileyip ışığın etkisini azaltmaktadır⁴⁷. LED ışık kaynaklarının; enerji tüketimi daha düşüktür, kablosuz ve hafif oldukları için taşınabilir ve rahatça kullanılabilirler^{41,47-49}.

4-) Kavite preparasyonu ile ilgili yenilikler: Kompozit rezinlerin kullanılması ile, Black kavite kurallarına uyulması gerekmektedir. Sarkık mine dokusu kavite içinde bırakılabilir, aproksimal yüzeyde meydana gelen küçük çürüklerin tedavisi marjinal mine tümseğini kaldırmadan yapılabilir.

Tünel kavite preparasyonu yaparak morfoloji korunabilir^{50,51}. Sadece arayüzü içeren, okluzal yüzeyi içine almayan kavite şekilleri yapılabilmektedir²⁷.

Kavite hazırlığı aşamasında bazı bölgeler hassas çalışmayı gerektirebilir. Her ne kadar klasik frezlerin dikkatli bir şekilde seçimi ve kullanılmasıyla istenen kavite şekline ulaşılmaya çalışılsa da, özellikle arayüzleri ilgilendiren preparasyonlarda isteneni elde etmek oldukça güçtür. Öncelikle bu sorundan yola çıkılarak geliştirilen yeni sistemler ve bunların uygulandığı tekniklerle, hassas çalışmayı gerektiren bu bölgelerde daha detaylı çalışmak mümkün olabilmektedir. Bu amaca hizmet eden iki sistem geliştirilmiştir³¹.

1-) Sonicsys Approx System (Kavo; Biberach, Germany ve Vivadent; Schaan, Liechtenstein)

2-) EVA-System (Kavo; Biberach, Germany)

Bu sistemler interproksimal alanlarda, dar ve mesafenin yetersiz olduğu bölgelerde dolayısıyla klasik frezlerle komşu dişin büyük bir olasılıkla zedelenebileceği durumlarda güvenle kullanılabilen dizaynlara sahiptir. Bu amaca yönelik uygulanan uçların bir yüzü aşındırıcı partikül içerirken diğer yüzleri aşındırma özelliğine sahip değildir. Ayrıca EVA sistemler, arayüzlerde bizotaj, interproksimal kutucuğun kenarlarının bitimi, kuron ve vener restorasyonlarında da kullanılır⁵²⁻⁵⁴.

Restoratif diş hekimliğindeki bu hızlı ilerleme diş hekimlerine ve hastalara rahatlık sağlamaktadır. Böylece uygulamalar, daha kolay, daha ucuz ve daha çabuk yapılabilir. Ayrıca yapılan restorasyonlar da uzun ömürlü olabilmekte ve yıllarca hastaya çığneme fonksiyonu, fonasyon ve estetik anlamda hizmet edebilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Manhart J, Hickel R. Esthetic compomer restorations in posterior teeth using a new all-in-one adhesive: case presentation. *J Esthet Dent* 1999; 11(5): 250-258.
2. Hickel R, Manhart J. Glass-ionomers and comonomers in pediatric dentistry. In: Davidson CL, Mjör IA, editors. *Advances in glass-ionomer cements*. Berlin: Quintessence Publishing Co.; 1999, 221-226.
3. Martin N, Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials* 1998; 19: 77-83.
4. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Properties of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. *J Oral Rehabil* 1998; 25(5): 358-364.
5. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-853.
6. Dayangaç B. *Kompozit Resin Restorasyonlar*. Güneş Kitabevi Ltd. Şti., Ankara, 2000.
7. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998; 129(5): 567-577.
8. Burgess JO, Norling BK, Rawls HR, Ong JL. Directly placed esthetic restorative materials--the continuum. *Compend Cont Edu* 1996; 17(8): 731-746.
9. Haller B, Trojanski A. Effect of multi-step dentin bonding systems and resin-modified glass ionomer cement liner on marginal quality of dentin-bonded resin composite Class II restorations. *Clin Oral Investig* 1998; 2(3): 130-136.
10. Beznos C. Microleakage at the cervical margin of composite Class II cavities with different restorative techniques. *Oper Dent* 2001; 26(1): 60-69.
11. Civelek A, Ersoy M, E L'Hotelier, Soyman M, Say EC. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II Cavities of various resin composites. *Oper Dent* 2003; 28(5): 635-641.
12. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000; 53(4): 353-361.
13. Jedrychowski JR, Caputo AA, Keper S. Antibacterial and mechanical properties of restorative materials combined with chlorhexidines. *J Oral Rehabil* 1983; 10: 373-381.
14. Addy M, Thaw M. In vitro studies into the release of chlorhexidine acetate, predonisolone sodium phosphate and predonisolone alcohol from cold cure denture base acrylic. *J Biomed Mater Res* 1982; 16: 145-157.
15. Wilson SJ, Wilson HJ. The release of chlorhexidine from modified dental acrylic resin. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 311-319.
16. Imazato S, Torii M, Tsuchitani Y, McCabe JF, Russell RRB. Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. *J Dent Res* 1994; 73: 1437-1443.
17. Imazato S, McCabe JF. Influence of incorporation of antibacterial monomer on curing behaviour of a dental resin composite. *J Dent Res* 1994; 73: 1641-1645.
18. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent* 1999; 27: 279-283.
19. Paraizo MA, Mendes LC, Gomes AS, Miranda MS, Amaral ACF. Degradation of a dental filling material after high caries challenge. *Materials Research* 2004; 7(4): 639-642.
20. Ajlouni R, Bishara SE, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J. The use of Ormocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2005; 75(1): 106-108.

21. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000; 16(1): 33-40.
22. Davis N. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent* 2003, 24(9): 665-667.
23. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology area? *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24(5):380-382.
24. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials* 2002, 23(18):3807-3815.
25. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update* 2003, 30(1): 10-15.
26. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003, 134(10):1382-1390.
27. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. *Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach*. Quintessence Publishing, Illinois, 1996.
28. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2): 97-116.
29. Stansbury JW. Synthesis and evaluation of new oxaspiro monomers for double ring-opening polymerization. *J Dent Res* 1992; 71(7): 1408-1412.
30. Stansbury JW, Dickens B, Liu DW. Preparation and characterization of cyclopolymerizable resin formulations. *J Dent Res* 1995; 74(4): 1110-1115.
31. Manhart J, Garcia-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin N Am* 2002; 46(2): 303-339.
32. Stansbury JW. Cyclopolymerizable monomers for use in dental resin composites. *J Dent Res* 1990; 69(3): 844-848.
33. Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent* 2000; 13: 82-84.
34. Wakefield CW, Draughn RA, Sneed WD, Davis TN. Shear bond strengths of six bonding systems using the pushout method of in vitro testing. *Oper Dent* 1998; 23(2): 69-76.
35. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2): 118-132.
36. Yoon T.-H, Lee Y.-K, Lim B.-S, Kim C.-W. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002; 29(12): 1165-1173.
37. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J* 2002; 193(8): 459-463.
38. Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res* 2002; 63(6): 729-738.
39. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; 16(1): 41-47.
40. Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent* 2002; 4(3): 197-204.
41. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002; 110(6): 471-479.
42. Özel E, Soyman M. LED Işık Kaynakları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (Cilt:13, Sayı:3, Cilt:14, Sayı:1) Sayfa:13-17, 2003-2004.

43. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater* 2001; 17(4): 309-315.
44. Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil* 2002; 29(7): 662-667.
45. Swift EJ Jr. LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14: 206-207.
46. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002; 23(4): 2955-2963.
47. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14(5): 286-295.
48. Price RBT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent* 2003; 5: 193-207.
49. Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: past, present and future. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23:18-24.
50. Pilebro CE, van Dijken JW, Stenberg R. Durability of tunnel restorations in general practice: a three-year multicenter study. *Acta Odontol Scand* 1999; 57(1):35-39.
51. Strand GV, Nordbo H, Tveit AB, Espelid I, Wikstrand K, Eide GE. A 3-year clinical study of tunnel restorations. *Eur J Oral Sci* 1996; 104(4):384-389.
52. Haase SL. An innovative approach to Class II preparation and restoration. *Signature* 1998; 5: 16-19.
53. Krejci I, Dietschi D, Lutz FU. Principles of proximal cavity preparation and finishing with ultrasonic diamond tips. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998; 10: 295-298.
54. Liebenberg WH. SONICSYS approx: an innovative addition to the restorative continuum. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998; 10: 913-922.

Yazışma Adresi:

MSc. Dt. Emre ÖZEL

Yeditepe Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi A. D.

Bağdat Cad. No:238

Göztepe-İSTANBUL

Tel: 0216 363 60 44

GSM: 0543 844 97 97

Faks: 0216 363 62 11

e-mail: emreozel77@yahoo.com